# الفصل الخامس

# المسجلات الطبية الحيوية
# BIOMEDICAL RECORDERS

## (٥,١) جهاز تخطيط كهربية القلب
## Electrocardiograph

جهاز تخطيط كهربية القلب (ECG) هو جهاز يسجل النشاط الكهربائي للقلب. إن الإشارات الكهربائية من القلب تسبق بشكل مميز الوظيفة الميكانيكية العادية، ومراقبة هذه الإشارات له أهمية إكلينيكية كبيرة. يؤمن جهاز تخطيط كهربية القلب معلومات قيمة عن مجال عريض من الاضطرابات القلبية مثل وجود جزء غير فعّال (إحتشاء) أو وجود تكبير (تضخم قلبي). يتم استخدام أجهزة تخطيط كهربية القلب في مخابر القثطرة ووحدات العناية القلبية ومن أجل التطبيقات التشخيصية الروتينية في علم أمراض القلب.

بالرغم من أنه يمكن تمييز الحقل الكهربائي المتولد عن القلب أفضل ما يمكن بواسطة كميات شعاعية فإنه من الملائم عادة قياس الكميات المُدرَّجة بشكل مباشر فقط. هذا يعني فرق جهد من مرتبة الميلي فولت بين النقاط المعطاة على الجسم. إن المجال الترددي المفيد للتشخيص والذي يتم قبوله عادة هو من ٠,٠٥ هرتز وحتى ١٥٠ هرتز (Golden et al, 1973). ينبغي على المضخم وجزء الكتابة أن يعيدا إنتاج الإشارات ضمن هذا المجال بشكل صحيح. إن الاستجابة الترددية المنخفضة أساسية لضمان استقرار خط الأساس.

كما إن الاستجابة الترددية العالية حل وسط لعدة عوامل مثل العزل بين إشارة الـ ECG المفيدة من الإشارات الأخرى ذات المنشأ البيولوجي (الكمونات العضلية) وبين محددات مسجلات القلم بالكتابة المباشرة الناتجة عن الكتلة والقصور الذاتي والاحتكاك. يمكن معالجة التداخل ذو المنشأ غير البيولوجي باستخدام مضخمات تفاضلية حديثة قادرة على تأمين إمكانيات رفض ممتازة. إن نسبة رفض نمط مشترك (CMRR) من المرتبة ١٠٠ إلى ١٢٠ ديسبل مع مقاومة عدم توازن بقيمة ٥ كيلو أوم هي ميزة مرغوب فيها في آلات الـ ECG. بالإضافة إلى ذلك، وتحت ظروف غير ملائمة، يصبح من الضروري إدراج مرشح نوتش مُوَلَّف على ٥٠ هرتز لرفض الطنين الناتج عن وسائل

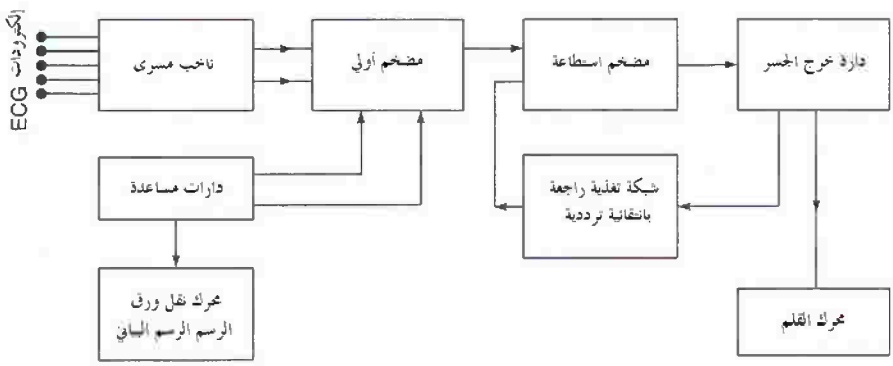
الطاقة. يتطلب عدم استقرار خط الأساس الناشئ عن تغيرات ممانعة الاتصال تطبيق دارة استقرار خط أساس آلية. ومن الضروري وجود سرعتين للورق على الأقل (٢٥ و ٥٠ ميلي متر بالثانية) لتسجيل الـ ECG.

### (٥,١,١) وصف المخطط الصندوقي لجهاز تخطيط كهربية القلب

**Block Diagram Description of an Electrocardiograph**

يبين الشكل رقم (٥,١) المخطط الصندوقي لجهاز تخطيط كهربية القلب. تُأخذ الكمونات الملتقطة بواسطة إلكترودات المريض إلى مفتاح ناخب المسرى. ويتم اختيار الإلكترودات في مفتاح ناخب المسرى اثنين باثنين، وذلك حسب برنامج المسرى. يتم توصيل الإشارة بشكل متناظر إلى مضخم أولي تفاضلي زوجي ذي سلاسل طويلة من خلال الترابط السعوي. إن المضخم الأولي عادة هو مضخم تفاضلي ثلاثي أو رباعي المراحل وله تغذية راجعة للتيار سالبة كبيرة كافية من المرحلة النهائية إلى المرحلة الأولى تعطي أثر الاستقرار.

يتم التقاط إشارة الخرج المُضخمة بنهاية وحيدة وإعطائها إلى مضخم الاستطاعة. يكون مضخم الاستطاعة عادة من النوع التفاضلي دفع- سحب. يتم قيادة قاعدة الترانزستور ذو الدخل الوحيد لهذا المضخم بواسطة الإشارة غير المتناظرة المُضخمة أولياً. ويتم قيادة قاعدة الترانزستور الآخر بواسطة إشارة التغذية الراجعة الناتجة عن وضعية القلم و المتصلة عبر شبكة انتقاء ترددية. إن خرج مضخم الطاقة هو وحيدة النهاية ويتم تقديمه إلى محرك القلم الذي يحرف ذراع الكتابة على الورق. إن مسجل الكتابة المباشرة مناسب عادة؛ لأن إشارة الـ ECG ذات الاهتمام تملك عرض حزمة محدود. إن شبكة الانتقاء الترددية هي عبارة عن شبكة مقاومات ومكثفات (R-C) تؤمن التخميد الضروري لمحرك القلم ويتم ضبطها مسبقاً من قبل المُصنِّع. تؤمن الدارات الإضافية إشارة معايرة بقيمة ١ ميلي فولت وحجب آلي للمضخم أثناء تبديل وضعية مفتاح المسرى. يمكن أن يتضمن الجهاز على دارة تحكم بالسرعة من أجل محرك قيادة ورق الرسم البياني.




**الشكل رقم (٥,١). مخطط صندوقي لآلة ECG.**

يتم تزويد جهاز تخطيط كهربية القلب عادة بنمط التشغيل 'البقاء بحالة الاستعداد' 'stand by'. يتحرك قلم الرسم في هذا النمط كاستجابة لإشارات الدخل ولكن الورق يكون ثابت. ويسمح هذا النمط للمُشغِّل بضبط الربح والتحكم بوضعية خط الأساس دون هدر للورق.

يتم تسجيل مخططات كهربية القلب بشكل غير متغير تقريباً على ورق تخطيط بخطوط عمودية وأفقية بفواصل مقدارها ١ ميليمتر وبخط أسمك بفواصل مقدارها ٥ ميليمتر. يتم إجراء القياسات الزمنية وقياسات معدّل ضربات القلب أفقياً على مخطط كهربية القلب. إن سرعة الورق من أجل العمل الروتيني هي ٢٥ ميليمتر/الثانية. يتم إجراء قياسات المطال عمودياً بالميلي فولت. ويتم ضبط الحساسية لجهاز تخطيط كهربية القلب بشكل نموذجي على ١٠ ميليمتر/ميلي فولت.

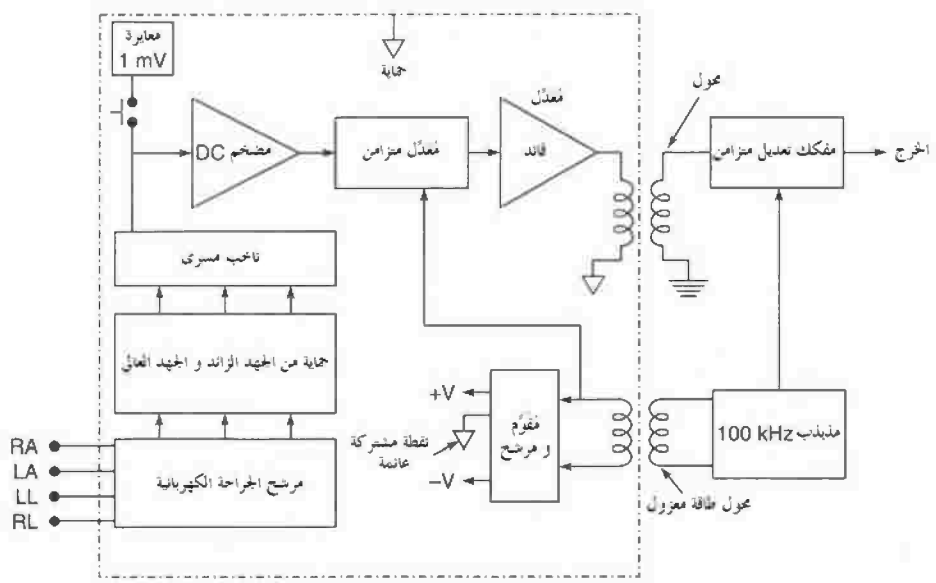
**المضخم الأولي المعزول:** من المتعارف عليه في جميع أجهزة تخطيط كهربية القلب أن يكون إلكترود الساق اليمنى (RL) موصولاً إلى الهيكل المعدني ومنه إلى الأرضي. يشترط هذا ممراً جاهزاً لأي تيار يذهب إلى الأرضي من خلال المريض ومُقدماً خطراً كهربائياً. بما أن خطر الصدمات الصغرى أصبح مفهوماً بشكل أفضل فإنه من الضروري التأكيد بشدة على عزل المريض عن الأرضي خصوصاً عندما يتم استخدام القثاطر القلبية.

تنص توجيهات منظمة القلب الأمريكية بأنه ينبغي ألاّ تزيد قيمة تيار التسريب عن ١٠ مايكرو أمبير عندما تُقاس ما بين مساري المريض والأرضي أو خلال سلك التأريض الرئيسي للجهاز بأرضي مفتوح أو مغلق. من أجل هذا يجب أن تكون مساري المريض معزولة عن الأرضي لجميع الوحدات العاملة على الخط.

يبين الشكل رقم (٥,٢) مخططاً صندوقياً لمضخم عزل أولي مُستخدم في أجهزة تخطيط كهربية القلب الحديثة. يتم تقديم إشارات الفرق التي يتم الحصول عليها من الذراع الأيمن (RA) والذراع الأيسر (LA) والساق اليمنى (RL) إلى مرشح تمرير منخفض. إن الترشيح على مساري الدخل مطلوب لتخفيض التداخلات التي تسببها الجراحة الكهربائية والانبعاثات ذات التردد الراديوي وأحياناً عن التيار ذي التردد ٥٠ كيلو هرتز المُستخدم في كشف التنفس. يمتلك المرشح عادة على تردد قطع أعلى من ١٠ كيلو هرتز. إن المرشح متعدد المراحل ضروري للحصول على تخفيض مناسب في إشارة التردد العالي.

يتلو دارة المرشح دارات الجهد العالي ودارات الحماية من الجهد الزائد بحيث يستطيع المضخم تحمل جهود كبيرة أثناء إزالة الرجفان القلبي. من ناحية ثانية فإن ثمن هذه الحماية هو مستوى ضجيج مضخم عالي نسبياً ناتج عن المقاومة التسلسلية العالية في كل مسرى.

يُستخدم مفتاح ناخب المسرى لاشتقاق ترتيبة المسرى المطلوبة وتقديمها إلى مضخم مترابط بالتيار المستمر (dc). يتم الحصول على مستوى dc بقيمة ١ ميلي فولت من خلال تجزئة التغذية بالطاقة التي يمكن تقديمها إلى هذا المضخم من خلال زر ضغط من أجل معايرة المضخم. يتم تحقيق عزل دارة المريض باستخدام محول ذو سعة منخفضة تتم قيادة ملفه الأولي بواسطة مذبذب تردده ١٠٠ كيلو هرتز.




**الشكل رقم (٥,٢). المخطط الصندوقي لمضخم عزل أولي (مترابط تحريضياً بواسطة محول) مستخدم عموماً في آلات الـ ECG الحديثة.**

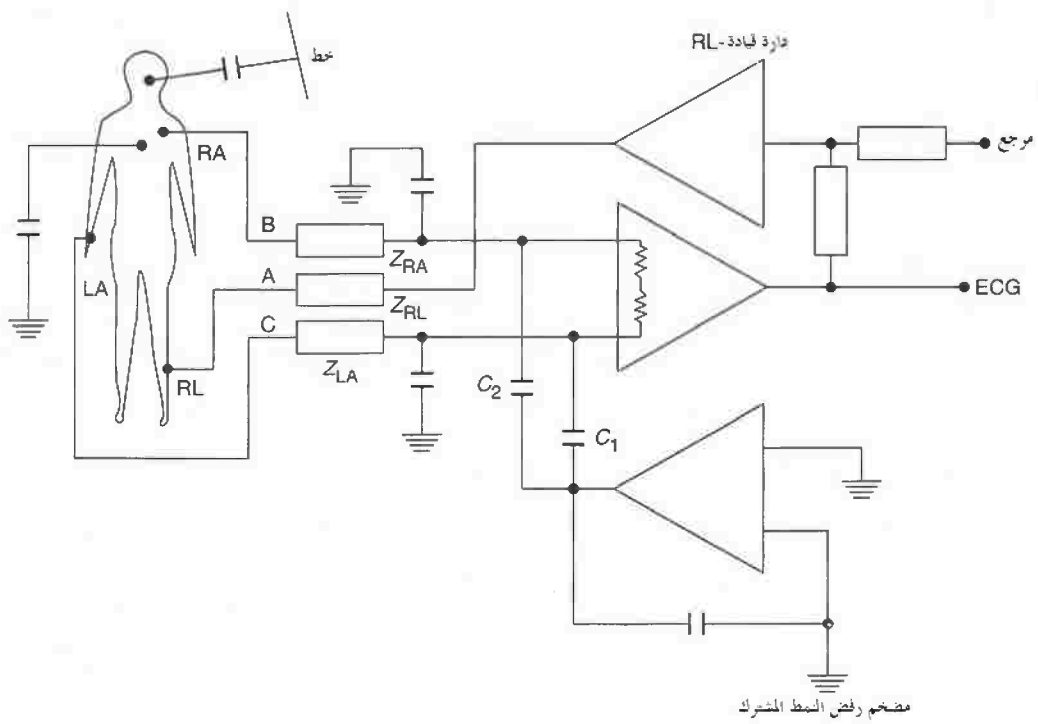
يُستخدم ثانوي المحول للحصول على تغذية بالطاقة معزولة بمقدار ±٦ فولت لتشغيل الأجهزة في الجزء المعزول من الدارة ولقيادة مُعَدِّل التزامن عند ١٠٠ كيلو هرتز الذي يُعَدِّل إشارة الـ ECG المُقدمة له. يتم اختيار تردد المذبذب عند ١٠٠ كيلو هرتز كحل وسط بحيث يمكن استخدام محولات بحجم مقبول (كلما كان التردد أعلى كلما كان المحول أصغر) وبحيث لا يكون زمن التحويل سريعاً جداً وبحيث يمكن استعمال نظام دارات منطقية وترانزستورات رخيصة. يتم استخدام موجه مربعة لتخفيض متطلبات الطاقة للترانزستورات التي يتم قيادتها. يتم اختيار فاك تعديل متزامن لتقديم أداء بضجيج منخفض و ذلك باستخدام الترانزستورات الحقلية التبديلية.

يمكن تحقيق عزل المضخم الأولي للمريض أيضاً باستخدام عازل ضوئي. ويتم تحقيق نسبة رفض النمط المشترك العالية للمضخم بواسطة تحجيب مناسب. يتم جعل السعة الفعالّة بين مساري الدخل والأرضي مهملة. ينبغي أن يتم تحجيب نظام دارات المضخم الأولي، ويُفضل ذلك، في صندوق منفصل.

تُستخدم دارة قيادة الساق اليمنى الشكل رقم (٥,٣) لتخفيض إشارة النمط المشترك إلى الحد الأدنى بين جسم المريض والأرضي العائم. بعد تضخيم إشارة النمط المشترك في المضخم الأولي يتم عكسها وتغذيتها بشكل راجع إلى إلكترود الساق اليمنى مُخفِّضة بذلك جهد النمط المشترك على الدخل بالنسبة إلى الأرضي العائم. اختبر Winter and Webster, 1983 بارامترات التصميم المُثلى من أجل دارة مُقادة بالساق اليمنى.

يسبب وجود السعة المنتشرة على مدخل المضخم الأولي جرياناً لتيارات النمط المشترك في LA و RA مؤدية إلى هبوط بالجهد على مقاومات الإلكترودات. يسبب عدم توازن السعة المنتشرة أو مقاومات الإلكترودات إشارة تفاضلية.

يمكن بشكل تقريبي التخلص من هذه الإشارة التفاضلية بعدم السماح لتيارات النمط المشترك من السعات المنتشرة بالجريان من خلال مقاومات الإلكترودات ومعادلتها (جعلها حيادية) بواسطة تيارات يتم تقديمها إلى السعات المنتشرة من مضخم رفض النمط المشترك. بكلمات أخرى، تتم موازنة الكمونات عند النقاط A و B و C من خلال مركبة متفقة بالطور لجهد النمط المشترك يقدمها المضخم عبر $C_1$ و $C_2$ إلى LA و RA. كنتيجة لذلك تتم المحافظة على الكمونات عند النقاط A و B و C متعادلة وغير تابعة؛ لعدم توازن مقاومات الإلكترودات والسعة المنتشرة.




**الشكل رقم (٥,٣). تحسين في نسبة رفض النمط المشترك (CMRR) باستخدام قيادة الساق اليمنى. عن (Courtesy: Hewlett Packard)**

إن آلات الـ ECG الحديثة ذات كابل المريض وأسلاك المساري المحجبة بالكامل وذات رفض النمط المشترك العالي تكون مقاوِمَه بشكل كاف للتداخل الرئيسي. من ناحية ثانية يمكن أن تكون هناك مواقع لا يمكن فيها إلغاء مثل هذه التداخلات من خلال إعادة تطبيق الإلكترودات أو تحريك الكبل والجهاز أو المريض. للتغلب على هذه المشكلة تحتوي بعض آلات الـ ECG على مرشح إضافي ليخمد بشكل حاد حزمة ضيقة مركزها عند ٥٠ هرتز. يمكن أن يصل التخميد الذي يتم تأمينه حتى ٤٨ ديسيبل. يتم في هذه الطريقة تنظيف الرسم من خلال التخفيض الكبير لتداخل تردد الخط.

تتوفر مضخمات العزل على شكل موديول، وأحد هذه المضخمات هو الـ Model 274 من Analog Devices. يملك هذا المضخم تياراً لسلامة المريض بقيمة ١,٢ مايكرو أمبير عند ١١٥ فولت و ac بتردد ٦٠ هرتز ويعطي ضجيج قيمته ٥ مايكرو فولت من القمة إلى القمة. إن قيمة الـ CMRR لهذا المضخم هي ١١٥ ديسيبل وممانعة الدخل التفاضلية ١٠[١٢] أوم على التوازي مع ٣ بيكو فاراد و ممانعة النمط المشترك ١٠[١١] أوم والسعة التفرعية ٢٠ بيكو فاراد. تم تحقيق هذا المضخم بأفضل شكل من أجل ترددات إشارة بالمجال من ٠,٠٥ إلى ١٠٠ هرتز. يوضّح Metting van Rijn et al, 1990 طرقاً من أجل التسجيل بجودة عالية للأحداث الكهروحيوية مع إشارة خاصة إلى الـ ECG.

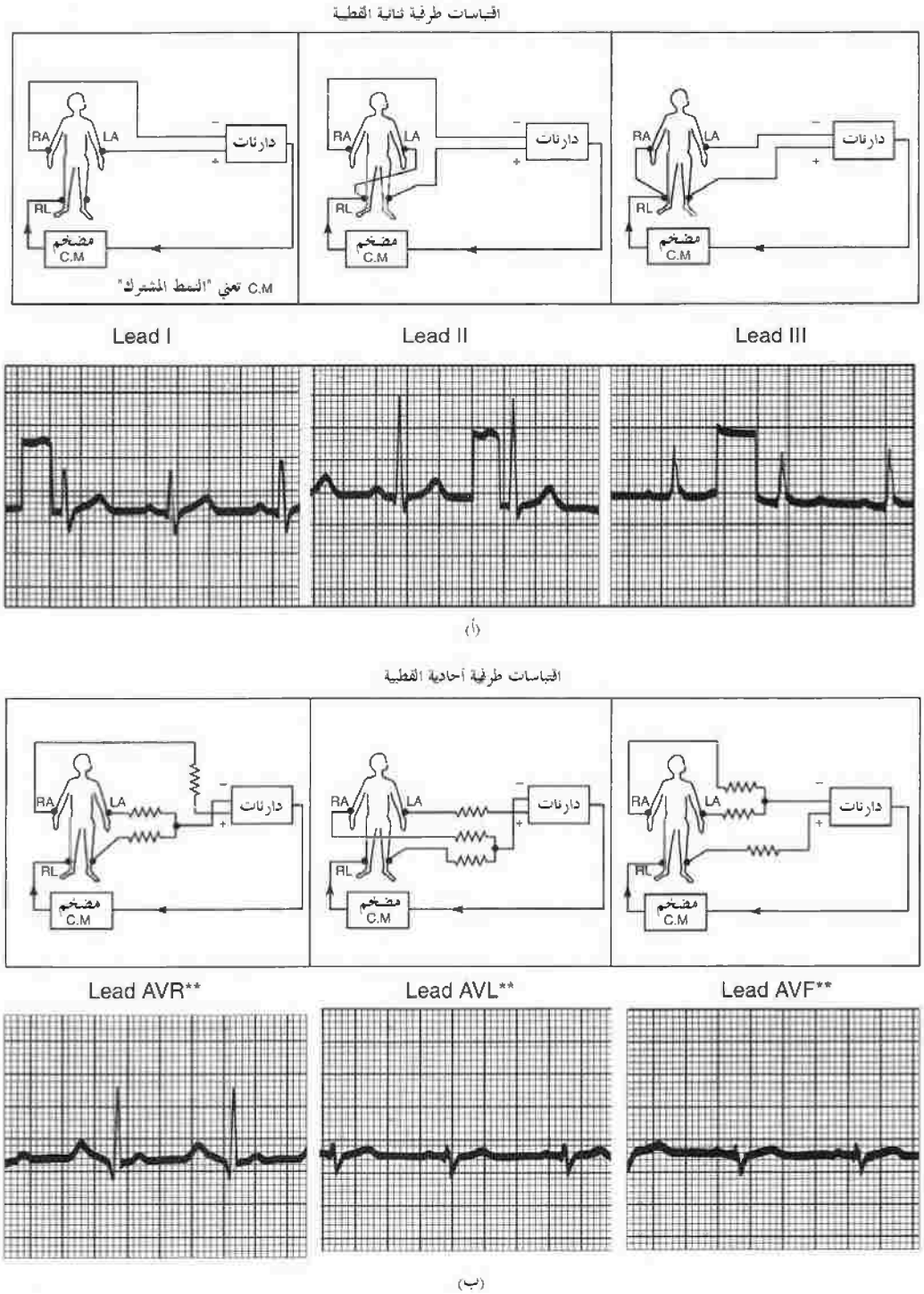
**(٥,١,٢) اقتباسات الـ ECG The ECG Leads**

إن إلكترودين موضوعين على منطقتين مختلفتين من القلب وموصولين إلى المقياس الغلفاني سوف يلتقطان تيارات كهربائية ناتجة عن اختلاف الكمون بينهما. على سبيل المثال، إذا حدثت بنفس الوقت موجه مقدارها ١ ميلي فولت تحت الإلكترود الأول وموجه مقدارها ٠,٢ ميلي فولت تحت الإلكترود الثاني فسوف يسجل الإلكترودين عندئذ الفرق بينهما، هذا يعني موجه مقدارها ٠,٨ ميلي فولت. يُدعى الرسم الناتج لفرق الجهد عند أي موقعين بسبب الفعالية الكهربائية للقلب "بالاقتباس" "LEAD" (الأشكال رقم (٥,٤) (أ) – (د)).

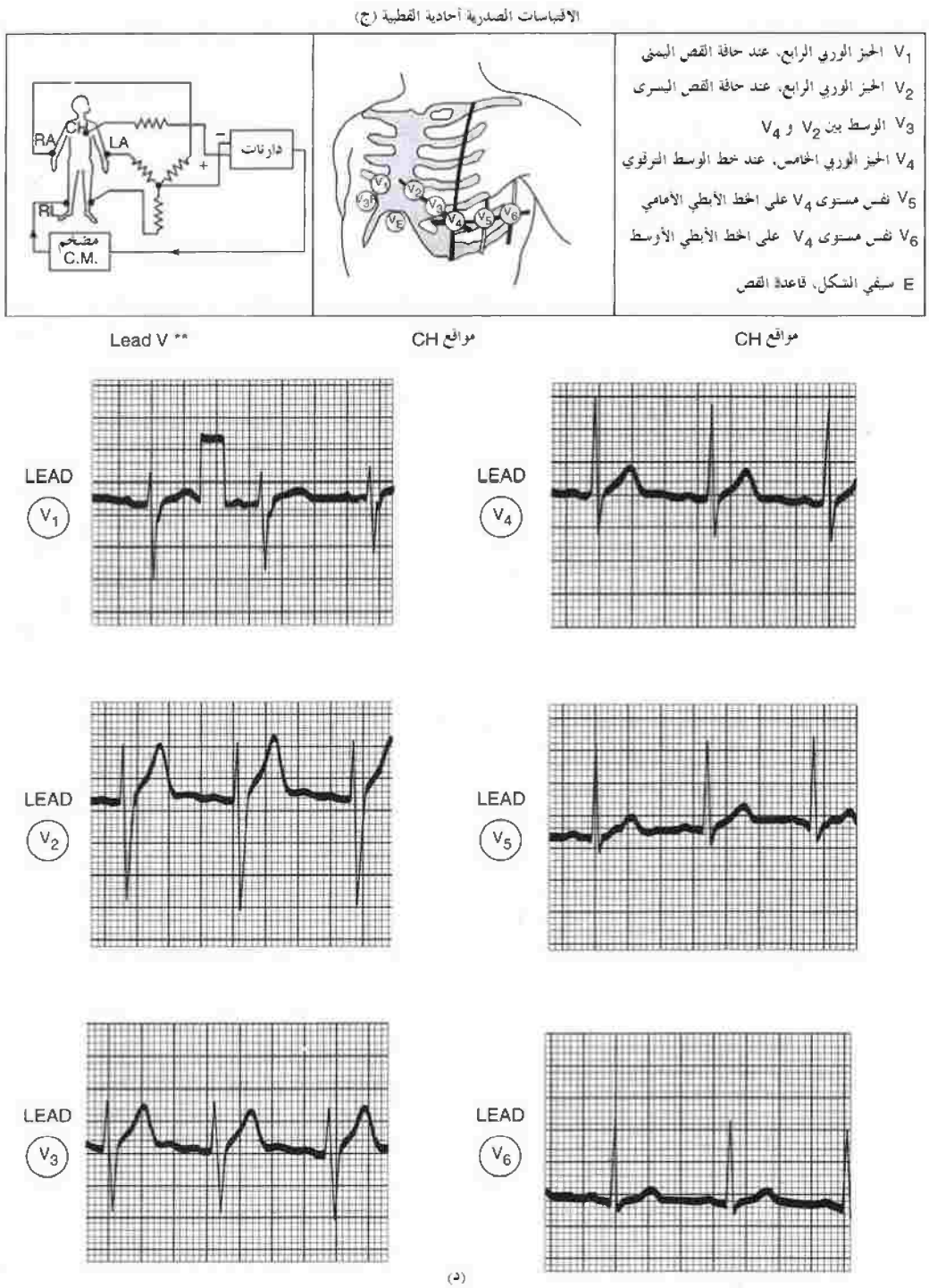
**الاقتباسات ثنائية القطبية:** يتم تسجيل الـ ECG في الاقتباسات ثنائية القطبية باستخدام إلكترودين بحيث يتطابق الرسم النهائي مع فرق الكمونات الكهربائية الموجودة بينهما. تدعى هذه الاقتباسات بالاقتباسات القياسية وتم اعتمادها عالمياً. يُشار إليها أحياناً باقتباسات آينتهوفن Einthofen (الشكل رقم (٥,٤) (أ)).

يتم وضع الإلكترودات في الاقتباس القياسي I على الذراع اليمنى واليسرى (LA, RA). ويتم وضع الإلكترودات في الاقتباس II على الذراع اليمنى والساق اليسرى ويتم وضعها في الاقتباس III على الذراع اليسرى والساق اليسرى. إن فرق الكمون المُقاس بين إلكترودين في جميع توصيلات الاقتباس يكون دائماً بالنسبة إلى نقطة ثالثة على الجسم. تُأخذ هذه النقطة المرجعية بشكل اصطلاحي في الواقع "الساق اليمنى". لذلك يتم إجراء التسجيلات باستخدام ثلاثة إلكترودات في الوقت الذي تكون فيه وصلة الساق اليمنى موجودة دائماً.

افترض آينتهوفن في تحديد الاقتباسات ثنائية القطبية بأنه يمكن عند أية لحظة مُعطاة من دورة القلب تمثيل محور القلب الكهربائي كشعاع ثنائي الأبعاد. إن الـ ECG المُقاس من أي من الاقتباسات الطرفية الأساسية الثلاثة هو عبارة عن مركب أحادي البعد متغير بالزمن من الشعاع. لقد افترض بأنه يمكن تمثيل الحقل الكهربائي للقلب بيانياً كمثلث مع قلب موضوع بشكل مثالي في المركز. يبين الشكل رقم (٥,٥) المثلث المعروف "بمثلث آينتهوفن". تمثل أضلاع المثلث الخطوط التي يتم على طولها قياس الإسقاطات الثلاثة لشعاع الـ ECG. لقد تم تبيان أن الجهد اللحظي المُقاس من أي موضع من أوضاع الاقتباسات الطرفية الثلاثة يساوي تقريباً إلى المجموع الجبري للموضعين الآخرين أو أن المجموع الشعاعي للإسقاطات على جميع الخطوط الثلاثة يساوي الصفر.

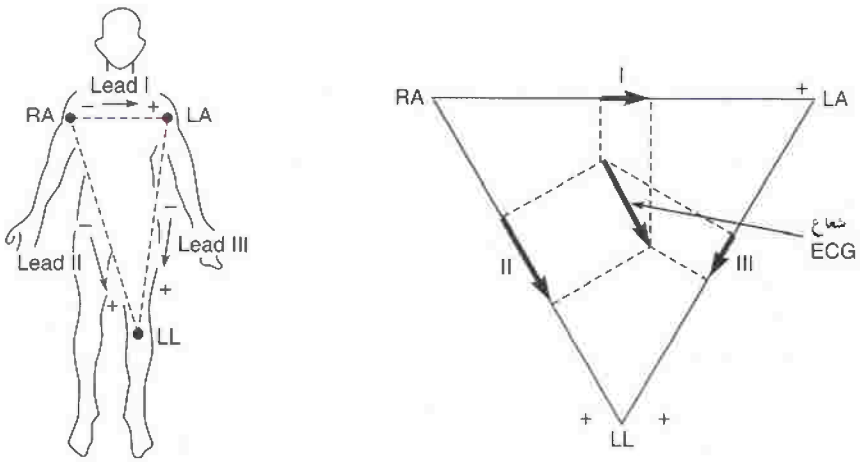



**الشكل رقم (٥,٤). نماذج لتوصيلات الاقتباسات مع أشكال أمواج ECG نموذجية (أ) اقتباسات طرفية ثنائية القطبية. (ب) اقتباسات طرفية أحادية القطبية. عن (Courtesy: Hewlett Packard)**




**الشكل رقم (٥,٤). نماذج لتوصيلات الاقتباسات مع أشكال أمواج ECG نموذجية (ج) توضع المسرى الـ. صدري في تـ. سجيل الاقتبـ. اس الصدري precordial أحادي القطبية. (د) الاقتباس الصدري (C). عن (Courtesy: Hewlett Packard)**

إن شكل الـ *QRS* لقلب طبيعي في جميع وضعيات الاقتباس ثنائية القطبية هو مثل تلك التي تكون فيها موجة *R* موجبة وتكون أكبر ما يمكن في الاقتباس II.




**الشكل رقم (٥,٥). مثلث آينتهوفن من أجل تحديد اقتباسات الـ ECG.**

**الاقتباسات أحادية القطبية (الاقتباسات V):** تسجل الاقتباسات القياسية فرق الكمون الكهربائي الناتج عن نشاط القلب بين نقطتين على الجسم. غالباً ما سيُظهِر هذا الجهد و إلى حد بعيد تغيرات أصغر من تغيرات أيٍ من الجهود الأخرى وهكذا يمكن الحصول على حساسية أفضل إذا تم تسجيل الجهد من إلكترود وحيد. علاوة على ذلك إذا تم وضع الإلكترود على الصدر وقريباً إلى القلب فإنه يمكن كشف جهود أعلى من الموجودة عادةً على الأطراف. أدى ذلك إلى تطوير الاقتباسات أحادية القطبية المُقدمة من Wilson في عام ١٨٩٤م. يتم في هذا الترتيب قياس مُخَطَّط كهربية القلب بين إلكترود استكشافي وحيد والنهاية المركزية التي تملك جهداً متطابقاً مع مركز الجسم. يتم في الواقع الحصول على الإلكترود المرجعي أو النهاية المركزية بواسطة اتحاد عدة إلكترودات مربوطة مع بعضها البعض في نقطة واحدة. يُستخدم نموذجين من الاقتباسات أحادية القطبية وهي: (١) الاقتباسات الطرفية و(٢) الاقتباسات الصدرية precordial.

١ – *الاقتباسات الطرفية:* يتم في الاقتباسات الطرفية أحادية القطبية (الشكل رقم ٥,٤ ب) ربط مسريين طرفيين مع بعضهما ببعض والتسجيل بالنسبة إلى الطرف الثالث. في الاقتباس المعروف بـ AVR يتم تسجيل الذراع الأيمن بالنسبة إلى المرجع الذي يتم إنشاؤه من خلال وصل إلكترود الذراع الأيسر وإلكترود الساق اليسرى معاً. وفي الاقتباس AVL يتم تسجيل الذراع اليسرى بالنسبة إلى وصلة عامة مؤلفة من الذراع الأيمن والرجل اليسرى. وفي الاقتباس AVF يتم تسجيل الساق اليسرى بالنسبة إلى إلكترودي الذراعين المربوطين مع بعضهما البعض. تدعى هذه

الاقتباسات أيضاً بالاقتباسات التراكمية أو "بالاقتباسات الموسِّطة". وتعرف المقاومات التي يتم إدخالها بين توصيلات آلة الإلكترودات "بالمقاومات الموسِّطة".

٢ - *الاقتباسات الصدرية:* إن النموذج الثاني من الاقتباسات أحادية القطبية هو الاقتباس الصدري. يستخدم هذا النوع من الاقتباسات إلكترود استكشاف لتسجيل جهد نشاط القلب على الصدر في ست مواضع مختلفة. يُرمز إلى هذه الاقتباسات بالحرف الكبير 'V' متبوعاً بعدد مكتوب أسفل وجانب الرمز يمثل موضع الإلكترود على القفص الصدري. يبين الشكل رقم ((٥,٤)(ج)) مواضع الاقتباسات الصدرية

**(٥,١,٣) تأثيرات التشويشات الصنعية على تسجيلات الـ ECG**

**Effects of Artifacts on ECG Recordings**

يمكن أن تكون الأشكال غير الطبيعية لتخطيط كهربية القلب بسبب حالات مرضية أو يمكن أن تكون أحياناً بسبب التشويش الصنعي. ولتشخيص وجود تشويشات صنعية غير مرغوب فيها على رسم الـ ECG يتم أدناه توضيح بعض التسجيلات:

**التداخل الناتج عن خط الطاقة:** إن تداخل خط الطاقة قابل للتمييز بسهولة؛ لأن جهد التداخل في الـ ECG سوف يكون له التردد ٥٠ هرتز (الشكل رقم ٥,٦ أ). يمكن أن يكون هذا التداخل بسبب الأثر المنتشر للتيار المتناوب على المريض أو بسبب حقول التيار المتناوب الناتجة عن الحلقات في كابل المريض. أسباب أخرى للتداخل هي انحلال التلامسات في كابل المريض بالإضافة إلى الإلكترودات المتسخة. يمكن لتداخل خط الطاقة أن يحجب أيضاً وبالكامل شكل موجة الـ ECG إذا لم تكن الآلة أو المريض مؤرضين بدقة.

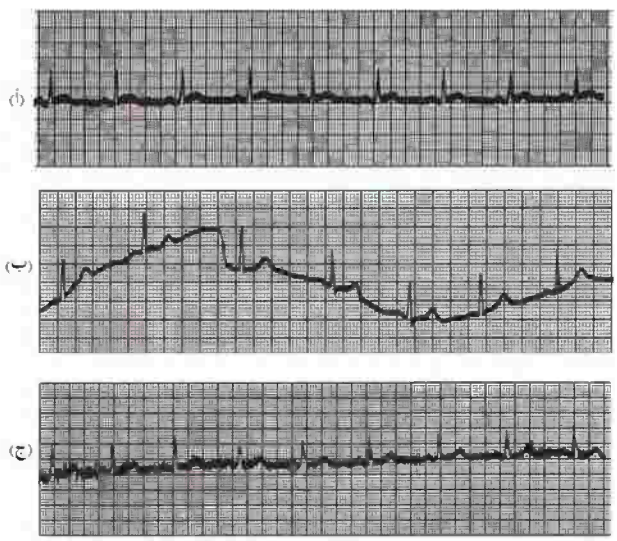
إن السبب الأكثر شيوعاً للتداخل ٥٠ هرتز هو الإلكترود المفصول الذي يسبب إشارة تشويش قوية جداً. وغالباً ما تكون هذه الإشارة قوية إلى حد كاف لكي تسبب ضرر قلم الرسم في مسجل الكتابة المباشرة غير المحمي ولذلك يحتاج إلى تصرف سريع.

يمكن في بعض الأحيان أن تؤدي الشحنات الساكنة على البذلة الاصطناعية للمُشَغِّل إلى ضجيج عشوائي في الرسم. إن إزالة هذا الضجيج صعبة جداً إلاّ في تلك الآلات التي تملك CMRR عالية جداً. يمكن تخفيض الضجيج من خلال التحجيب الجزئي للمريض بواسطة نوابض السرير. يساعد توصيل النوابض إلى غلاف الجهاز بالتعويض عن الـ CMRR الضعيفة (Spooner, 1977).

يؤدي التداخل الكهرومغناطيسي لخطوط القدرة أيضاً إلى رسومات ذات جودة ضعيفة. تسحب الأجهزة الكهربائية مثل مكيفات الهواء والمصاعد ووحدات الأشعة السينية تياراً عالياً من خط الطاقة يسبب إشارات ترددها ٥٠ هرتز في دارات الدخل لآلات الـ ECG. بسبب الترابطات غير المتوازنة أثبتت دارات رفض النمط المشترك عدم فعاليتها ضد تلك الإشارات تقريباً. إن الحل العملي للتقليل من هذه المشكلة إلى أبعد حد هو الفصل الفيزيائي بين

المنابع المسببة للتداخل والمريض. طوَّر Levkov et al, 1984 طريقة لإزالة تداخل الـ ٥٠ هرتز رقمياً من خلال حساب مطالات التداخل وطرح هذه البيانات من الإشارة الأصلية وبذلك تخفيض متطلبات المضخمات بشكل كبير والتحجيب والتأريض وجودة الإلكترود وإجراءات التطبيق.

تسبب أنظمة الطاقة الكهربائية نبضات سريعة جداً أو نبضات حادة أيضاً على الرسم كنتيجة لفعل التحويل. يساعد استخدام أداة كبت الإشارة العابرة في المسرى الرئيسي للآلات على حل هذه المشكلة.




**الشكل رقم (٥,٦). (أ) تسجيل ECG بانتشار نظامي للمنحني مع إشارات تداخل لخط الطاقة الكهربائية بتردد ٥٠ هرتز. (ب) تسجيل بارتعاش غير نظامي لرسم الـ ECG بدون تجوال خط الأساس و لكن من ناحية أخرى هو رسم طبيعي للـ ECG. (ج) رسم ECG بدون تجوال لخط الأساس.**

**انزياح خط الأساس:** إن تجوال خط الأساس (الشكل رقم ٥,٦ ب) بل و من ناحية أخرى الرسم الطبيعي للـ ECG يكون عادة بسبب حركة المريض أو الإلكترودات. يمكن التخلص من انزياح خط الأساس بضمان استلقاء المريض بشكل مسترخي و التأكد من اتصال الإلكترودات بدقة. يُلاحظ تجوال خط الأساس مباشرة بعد تطبيق الإلكترودات. وهذا بسبب الإنشاء البطيء نسبياً للتوازن الكهروكيميائي عند سطح الاتصال بين الإلكترود- الجلد. يمكن تخفيض ذلك من خلال اختيار معدن إلكترود مناسب يصل إلى التوازن بسرعة مع جل إلكترود جيد.

**ارتجاف العضلة:** يحدث الرجفان غير النظامي لرسم الـ ECG (الشكل رقم ٥,٦ ج) من دون تجوال خط الأساس عندما لا يكون المريض مسترخياً أو عندما يكون المريض بارداً. وقد وُجِد هذا عموماً في حالة المرضى المتقدمين في السن. إن إشارات ارتجاف العضلة مزعجة خصوصاً على المساري الطرفية عندما يتحرك المريض أو

عندما تكون العضلة منبسطة لذلك يتم من أجل المراقبات طويلة الأمد تطبيق الإلكترودات على الصدر وليس على الأطراف. ومن أجل تسجيلات الـ ECG الروتينية الطبيعية يجب نصح المريض بالدفء والاسترخاء بحيث يتم التخلص من ارتجاف العضلة الناتج عن الارتعاش أو التوتر.

إن أكثر المكونات الحرجة في مسجل الـ ECG هو كابل المريض. يتفسخ العزل PVC التقليدي ويصبح قاسياً وقابلاً للكسر بسبب فقدان المُلَيِّن. يُزوِّد بعض المُصَنِّعين الآلات بكابل مريض مصنوع من المطاط- السيليكون الذي يؤمن مرونة أفضل على فترات طويلة.

### (٥,١,٤) آلات الـ ECG المبنية على أساس المعالج الصغري

**Microprocessor Based ECG Machines**

تُستخدم تقنية المعالج الصغري في أجهزة تخطيط كهربية القلب لتحقيق مواصفات معينة مرغوب فيها مثل إزالة التشويشات الصنعية و تجوال خط الأساس ... الخ. وذلك باستخدام تقنيات برمجية. كما إن التمركز الآلي للرسم هو مواصفة أخرى يمكن التوصل إليها بشكل مشابه.

يمكن أن تنفذ آلات الـ ECG المبنية على أساس معالج صغري فحصاً ذاتياً عند كل مرة يتم فيها تشغيلها. إن هذه الآلات مبرمجة لفحص استمرارية المسرى والقطبية وتشير أيضاً إلى انفصال المسرى أو العكس. يُحَسِّن استخدام المرشحات الرقمية جودة الإشارة بشكل ملحوظ أثناء التسجيل وبالتالي يتم تصحيح مشاكل مثل انحراف خط الأساس والطنين الأساسي الزائد آلياً. من أجل هذا يتم تخزين البرنامج في ذاكرة EPROM للحصول على رسومات بجودة جيدة. يساعد تخفيض انحراف خط الأساس بدون تشويه الإشارة في مراقبة الـ ECG للأشخاص المتدربين أو المتجولين.

إن المركبات الترددية لإشارات الـ ECG منخفضة إلى حد كاف بالنسبة إلى المعالج الصغري لكي ينجز اقتباس بيانات موثوق بها ومعالجتها وإظهارها. على سبيل المثال إن المركبات الترددية الأعلى في شكل الموجة هي في المُرَكَّب QRS الذي يدوم بشكل نموذجي من ٦٠ إلى ١٠٠ ميلي ثانية. في هذه الحالة يعتبر مُعَدَّل أخذ عينات بمقدار ٢٠٠ عينة في الثانية كافياً وسوف ينتج من ١٢-٢٠ نقطة في المُرَكَّب QRS (Hsue and Graham, 1976).

بما أن أزمنة تعليمات المعالج الصغري هي من مرتبة ٥ مايكرو ثانية فإن ذلك يسمح بـ ١٠٠٠ تعليمة تقريباً بين العينات وهذا كاف من أجل اقتباس البيانات ومعالجتها وتخزينها. يتم في أجهزة تخطيط القلب هذه تحويل الـ ECG إلى شكل رقمي من أجل المعالجة الأولية لشكل الإشارة وبعدئذ إعادة تحويلها إلى الشكل التمثيلي للإظهار أو النقل التلفوني إلى الكمبيوتر المركزي. إن استخدام المعالجات الصغرية يلغي الحاجة إلى فني للتبديل من اقتباس إلى آخر أثناء عملية التسجيل. تُستخدم المعالجات الصغرية أيضاً للاقتباس من عدة مساري في وقت واحد. توجه البرامج المخزنة في الذاكرة ROM المُشَغِّل حول كيفية إدخال بيانات المريض وإظهار شِفرات الأخطاء.

تملك الآلات المبنية على أساس معالج صغري ميزة مهمة وهي أنه يقدم الإمكانية من أجل تخفيض تعقيد لوغاريتمات التحليل من خلال المعالجة الأولية للبيانات. يوضح الفصل السابع بالتفصيل طرقاً لتحليل الـ ECG من أجل التحديد الآلي لأنواع مختلفة من اضطرابات النظم.

**(٥,١,٥) آلة ECG متعددة القناة Multi-channel ECG Machine**

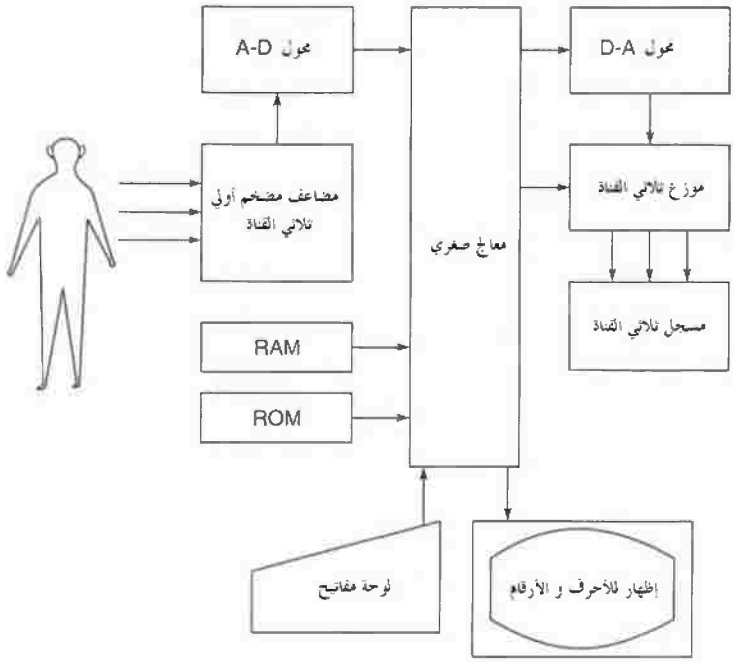
إن معظم أجهزة تخطيط كهربية القلب المستخدمة لأغراض إكلينيكية هي آلات وحيدة القناة، هذا يعني أن الآلة تحتوي على قناة مضخم وحيدة ونظام تسجيل وحيد. تحتوي مثل هذه الآلات عادة على مفتاح متعدد الوضعيات يمكن بواسطته اختيار وصلة الاقتباس المرغوبة. يمكن في مثل هذا النوع من الأجهزة تسجيل اقتباس واحد فقط في زمن معين.

تتوفر أيضاً آلات ECG متعددة القناة تحتوي على قنوات مضخم متعددة وعدد متوافق من أقلام التسجيل. يسهل هذا تسجيل اقتباسات ECG متعددة في وقت واحد وبذلك يخفض بشكل ملحوظ الزمن المطلوب لإتمام مجموعة من التسجيلات. الميزة الأخرى للتسجيل متعدد القناة هي أنه يتم تسجيل أشكال الأمواج بآنٍ واحد وإمكانية إظهارها بعلاقتها الزمنية المناسبة بالنسبة لبعضها ببعض.

تستخدم آلات الـ ECG متعددة القناة الحديثة معالجاً صغرياً لالتقاط إشارات القلب من ترتيبة الـ ١٢-مسرى المعيارية، يتبعها ناخب المسرى لالتقاط أربع مجموعات من ثلاث إشارات اقتباس وتبديل المجموعات كل بضعة ثواني. يبين الشكل رقم (٥,٧) المخطط الصندوقي لآلة ECG ثلاثية القناة مبنية على أساس معالج صغري. يتم تخزين برنامج التشغيل المُتحَكِم باختيار المسرى وعمليات أخرى في ذاكرة ROM. يتم تضخيم إشارات الـ ECG المُختارة بواسطة المعالج الصغري وترشيحها وإرسالها إلى مضاعف ثلاثي القناة.

بعدئذ تُعطى الإشارات التمثيلية المُضاعفة إلى محول تمثيلي- إلى- رقمي. من أجل دقة تمييز مقدارها ١٠ مايكرو فولت كالتي على المدخل فإنه من الضروري استخدام محول تمثيلي- رقمي بـ ١٠- بت (Fostik et al, 1980). تؤمن البتات العشرة دقة تمييز بمقدار جزء واحد من ١٠٢٤ (٢^١٠=١٠٢٤) يساوي ١٠ مايكرو فولت لمجال دخل مقداره ١٠ ميلي فولت من القمة- إلى- القمة. إن أحد المحولات التمثيلية- الرقمية بـ ١٠ بت المناسبة هو Analog devices 7570. إن معدّل التحويل الأعظمي للجهاز من أجل كلمات تحتوي ١٠ بت هو ٢٥٠٠٠ في الثانية.

إن معدّل أخذ العينات هو بين ٢٠٠-١٠٠٠ عينة/الثانية عادة. يُخزِّن المعالج الصغري الإشارات التي تم تحويلها إلى رقمية في ذاكرة RAM. ويُرسَل محتوى الذاكرة RAM إلى محول رقمي- إلى- تمثيلي من أجل إعادة بناء الإشارات التمثيلية (Shackil, 1981). يتم بعد ذلك فك مضاعفة الإشارات التمثيلية وتمريرها إلى شاشة عرض فيديوية أو مسجل ذي ورق رسم بياني.




**الشكل رقم (٥,٧). المخطط الصندوقي لآلة ECG ثلاثية القناة مبنية على أساس معالج صغري.**

لقد رأينا بأن الموديلات القديمة لآلات الـ ECG تسجل اقتباساً واحداً في زمن معين وبعد ذلك تطورت إلى ثلاثة اقتباسات في وقت واحد. لقد استوجب هذا استخدام دارات تبديل لإنتاج الاقتباسات الـ ١٢ المتنوعة. تم التخلص من هذا في الوقت الحاضر بآلات الـ ECG الحديثة من خلال استخدام مضخم ذو نهاية وحيدة مستقل لكل إلكترود على الجسم. يتم بعدئذ تحويل كل إشارة جهد رقمياً مع إمكانية حساب كل اقتباسات الـ ECG رياضياً في البرنامج. وسوف يستوجب هذا نظاماً بـ ٩ مضخمات.

تستخدم الآلات محول تمثيلي- رقمي بـ ١٦ بت، وتكون جميعها ضمن مرحلة اقتباس بمضخم صغير. يتم عزل الإشارات الرقمية ضوئياً وإرسالها عبر وصلة تسلسلية عالية السرعة إلى جهاز الـ ECG الرئيسي. تنفّذ رقاقة الـ CPU (وحدة المعالجة المركزية) ٣٢- بت والـ DSP (معالج الإشارة الرقمية) كل الحسابات ويتم إنتاج تقرير ورقي على ورق معياري قياسه A4. ولذلك تُدعى هذه الآلات بالكاتبات الورقية.

يعمل نظام التسجيل بشكل رقمي أيضاً. يتم إنتاج خرج الآلة بواسطة آلية قيادة X-Y تستخدم دواليب قيادة لتحريك ورق الرسم البياني للـ ECG باتجاه محور الورق بينما تحرك قلم مُرَكَّب على حاضنة باتجاه محور الحاضنة. يتم إنتاج كل اتجاه للحركة بواسطة محركات سيرفو dc ذات قصور ذاتي منخفض متطابق مع مُشفِّرات موصولة بها لتأمين تغذية راجعة لرقاقات السيرفو الخاصة (دارات متكاملة). يتم تأمين القيادة من محركات السيرفو بواسطة سيور

مسننة. يتحكم المعالج الصغري بعملية الرسم من خلال إرسال أوامر الرسم إلى رقاقات السيرفو للمحاور X و Y. وتكون هذه الأوامر على شكل قطار من النبضات. تتحكم رقائق السيرفو بالمحركات وتحافظ على أثر خطأ الموضع بين موضع المحرك الحالي والموضع المرغوب فيه.

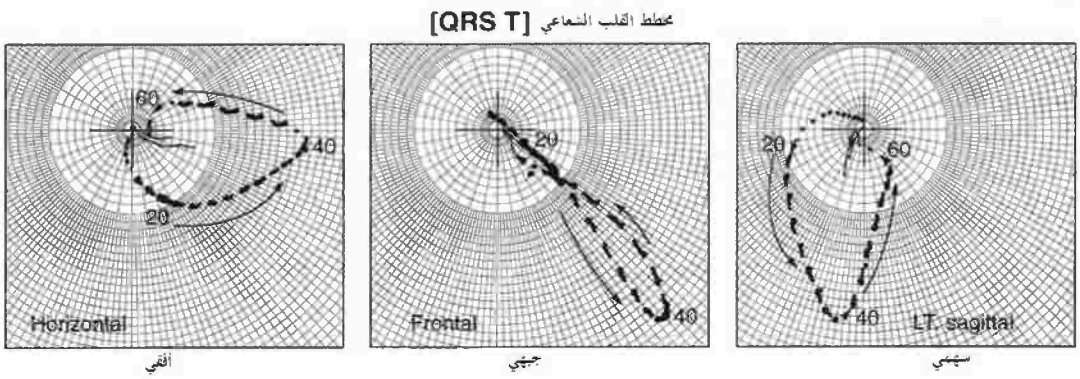
يتم تفعيل قيادة كل محرك بالاتجاه الذي يخفض فيه خطأ الموضع هذا. تتم تغذية موضع المحرك بشكل راجع إلى رقاقة السيرفو الخاصة بواسطة عمود ترميز مركب على المحرك. تخفّض هذه التغذية الراجعة خطأ موضع رقاقات السيرفو عندما يقترب المحرك من الموضع المرغوب فيه. ينبغي أن يُحدِث اتصال رقاقة السيرفو المسئولة مع المعالج الصغري جرياناً زائداً لخطأ السيرفو، هذا يعني فقدان موضع السيرفو. وهذا الخطأ غير قابل للإصلاح مما يؤدي بالمعالج الصغري إلى إغلاق كامل مجموعة المسجل وإرسال رسالة خطأ.

تشمل آلات الـ ECG الحديثة أيضاً على برنامج مخفي مدمج من أجل التفسير الآلي للـ ECG. إن هذه البرامج عالية المستوى إلى حد كبير وتتضمن التعرف على شكل الموجة و حساب المطال والفترة الزمنية والمساحة و شكل كل من الموجة P والمركبة QRS والموجة T والقطعة ST في كل اقتباس وتحليل التواتر. وتتم تغطية أسس هذه التحاليل في الفصل السابع.

## (٥,٢) جهاز تخطيط القلب الشعاعي (VCG)
## Vectorcardiograph (VCG)

إن تخطيط القلب الشعاعي هو تقنية لتحليل النشاط الكهربائي للقلب من خلال الحصول على ECG's على طول ثلاثة محاور عند زوايا قائمة بالنسبة إلى واحد آخر وإظهار أي اثنين من هذه الـ ECG's كإظهار شعاعي على المحاور X-Y لراسم إشارة. ويُعرف الإظهار بمخطط القلب الشعاعي (VCG). على عكس مخطط كهربية القلب الذي يظهر الجهد الكهربائي على واحد من المحاور الوحيدة يُظهِر مخطط القلب الشعاعي نفس الأحداث الكهربائية بآنٍ واحد على محورين متعامدين. يعطي ذلك تمثيلاً شعاعياً لتوزيع الجهود الكهربائية المتولدة بواسطة القلب وينتج أشكالاً من النوع الحلقي على شاشة صمام الأشعة المهبطية (CRT) (الشكل رقم (٥,٨)). يتم عادة أخذ صورة فوتوغرافية لكل دورة قلبية. ويتم من تلك الصور تحديد مقدار واتجاه الحلقات الشعاعية لكل من P وQ وR وS وT.

يوضح الـ VCG فروق الطور بين الجهود وكذلك بين الاقتباسات المتنوعة التي تم اشتقاقها منها. إن المعلومة الرئيسية التي يتم تأمينها هي اتجاه إزالة الاستقطاب وإعادة الاستقطاب للأذينين و البطينين. يعرض كل مخطط قلب شعاعي ثلاث حلقات مُبينةً اتجاه الشعاع للموجة P ومحاور الـ QRS والموجة T. تسود حلقات المركبة QRS بسبب المطال الكبير المقترن بالـ QRS. يتطلب إظهار الحلقات الناتجة عن الموجة P والموجة T بشكل مناسب زيادة في حساسيات الانحراف الأفقي والشاقولي عادةً. يصف Bourne, 1974 تفاصيل دارة لنظام تسجيل ECG شعاعي مؤتمت.




**الشكل رقم (٥,٨). أشكال حلقية طبيعية نموذجية مسجلة في ثلاث مستويات في جهاز تخطيط قلب شعاعي ذي كتابة مباشرة.**

لقد تم تقديم VCG ليكون الأفضل لمخطط كهربية القلب المُدرَّج ذو الاقتباسات الـ ١٢ القياسية ؛ وذلك في التعرف على التضخم البطيني والأذيني غير المُكتشف والحساسية في تحديد احتشاء عضلة القلب والمقدرة على تشخيص الإحتشاءات المتعددة بوجود احصارات حِزَميه وحُزَيْمية (Benchimol and Desser, 1975).

## (٥,٣) جهاز تخطيط أصوات القلب (PCG)
## Phonocardiograph (PCG)

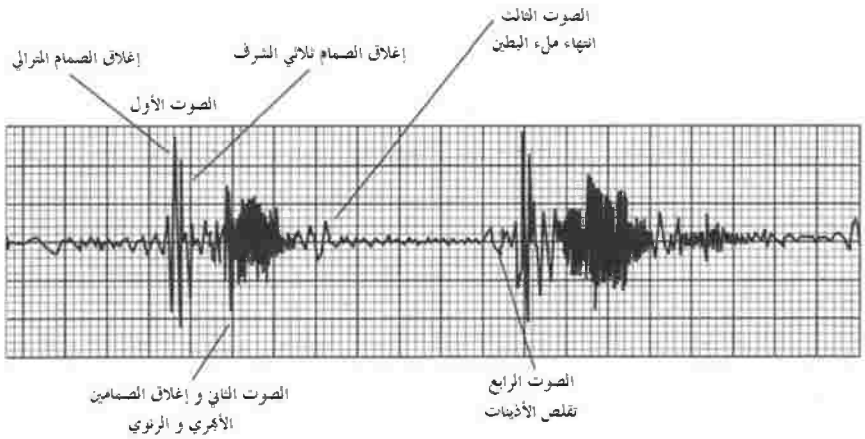
إن جهاز تخطيط أصوات القلب هو جهاز يُستخدم لتسجيل الأصوات المرتبطة بفعل الضخ للقلب. تؤمن هذه الأصوات إشارة عن معدّل ضربات القلب وانتظامه. وتعطي هذه الأصوات معلومات مفيدة بخصوص فعالية ضخ الدم و نشاط الصمام.

إن أصوات القلب مفيدة للتشخيص. إن الأصوات التي يتم إنتاجها بواسطة قلب سليم متطابقة إلى حد بعيد وترتبط الأصوات غير العادية مع شذوذات فيزيائية خاصة. إن المسماع الصوتي منذ البداية وحتى اليوم هو الجهاز الأساسي المُستخدم من أجل الكشف السريري عن أصوات القلب. إن التحسين على المسماع الصوتي ، الذي يملك دقة منخفضة ، أدى إلى المسماع الإلكتروني الذي يتألف من ميكرفون ومضخم و مجموعة رأسية. يمكن للمساميع الإلكترونية كشف أصوات القلب ذات الشدة المنخفضة جداً أو عالية التردد جداً لكي يتم سماعها بجهاز سمعي محض. تؤمن أجهزة تخطيط أصوات القلب تسجيلاً لأشكال موجة أصوات القلب. إن أشكال الموجة هذه هي أكثر أهميةً وإلهاماً للتشخيص من الأصوات ذاتها.

### (٥,٣,١) منشأ أصوات القلب Origin of Heart Sounds

يتم إنتاج الأصوات بواسطة الأحداث الميكانيكية التي تحدث خلال دورة القلب. يمكن أن تكون هذه الأصوات ناتجة عن حركة جدار القلب وإغلاق الجدران واضطراب وتسرب تدفق الدم. يوضح الشكل رقم (٥,٩)

تسجيلاً نموذجياً لهذه الأصوات. إن الصوت الأول الذي يتطابق مع موجة R للـ ECG هو أطول بالمدة وأخفض بالتردد وأكبر بالشدة من الصوت الثاني. يحدث الصوت بالدرجة الأولى من خلال إغلاق الصمامات بين الحجرات العلوية والسفلية للقلب، هذا يعني بأنه يحدث عند نهاية الانقباض الأذيني وعند بداية الانقباض البطيني. يساهم إغلاق الصمام المترالي والصمام الثلاثي الشُّرَف إلى حد كبير في الصوت الأول. تقع ترددات هذه الأصوات عموماً في المجال من ٣٠ إلى ١٠٠ هرتز والمدة بين ٥٠ إلى ١٠٠ ميلي ثانية. إن الصوت الثاني أعلى بالنغمة من الأول وذو ترددات أعلى من ١٠٠ هرتز والمدة بين ٢٥ إلى ٥٠ ميلي ثانية. يتم إنتاج هذا الصوت من خلال جريان كمية طفيفة من الدم عائدة إلى القلب قبل إغلاق الصمامات وبعدئذ بواسطة إغلاق الصمامات في شرايين البطينين المؤدية إلى الخارج. هذا يعني بأنه يحدث عند إغلاق الصمام الأبهري والصمام الرئوي.




**الشكل رقم (٥,٩). أصوات القلب الأساسية في تسجيل لمخطط أصوات قلب نموذجي.**

ينتج القلب أيضاً صوتاً ثالثاً ورابعاً ولكنها أخفض بكثير من حيث الشدة وهي غير مسموعة عادةً. يتم إنتاج الصوت الثالث من خلال جريان الدم إلى داخل البطينين والصوت الرابع بواسطة انقباض الأذينين. تُدعى هذه الأصوات بالأصوات الانبساطية وهي عموماً غير مسموعة في الأشخاص البالغين العاديين ولكنها تسمع بشكل عام عند الأطفال.

### (٥,٣,٢) ميكرفونات تخطيط أصوات القلب Microphones for Phonocardiography

يوجد نوعين من الميكرفونات تُستخدم عموماً من أجل تسجيل مخططات أصوات القلب. هذه الميكرفونات هي الميكرفون التلامسي والميكرفون المُترابط هوائياً. وتُصَنَّف هذه الميكروفونات أيضاً إلى نوع بلوري ونوع ديناميكي مبنيان على أساس مبدأ عملها.

يحتوي الميكرفون البلوري على رقاقة من مادة كهروضغطية تولد جهوداً عندما تتعرض إلى إجهاد ميكانيكي بسبب أصوات القلب. إن هذه الميكرفونات أصغر بالحجم وأكثر حساسية من الميكرفون الديناميكي.

يتألف الميكرفون من النوع الديناميكي من وشيعة متحركة تحتوي على قلب مغناطيسي مثبت في داخلها. تتحرك الوشيعة مع أصوات القلب وتنتج جهداً بسبب تفاعلها مع التدفق المغناطيسي.

يعتمد مخطط أصوات القلب بشكل كبير على التصميم الفني للميكرفون لأنه لا يقوم بتحويل الذبذبات الصوتية إلى جهود كهربائية بشكل منتظم لجميع الترددات. لذلك تتم تسجيلات صوت القلب بواسطة ميكرفونات تكون صالحة فقط لذلك النوع الخاص من الميكرفونات. كنتيجة لذلك لا يمكن، كقاعدة عامة، أن تتم مبادلة ميكروفونات من أنواع مختلفة فيما بينها.

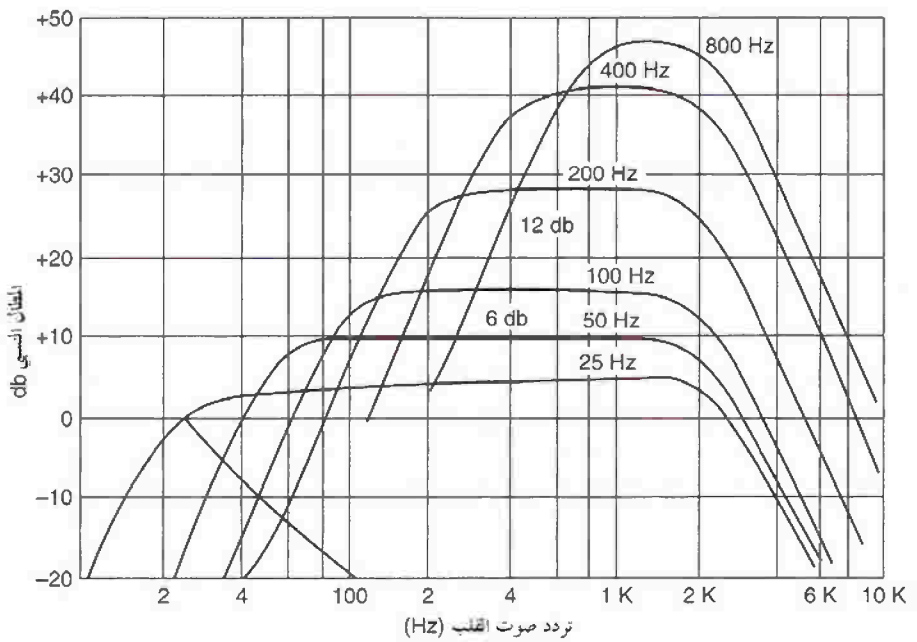
لقد وَصَفَ Kassal et al, 1994 حساساً سمعياً جديداً يُحسِّن إمكانية سماع أصوات القلب ويُمَكِّن تسجيل بيانات طيفية سمعية كمية. إن هذا الجهاز هو حساس بوليميري ذو قاعدة لزجة وذو خرج تفاضلي سماكته ١ ميلي متر فقط. إن الجهاز مطاوع ويمكن تطبيقه على الجلد بواسطة الجل ومادة لاصقة من الجهتين ويمكن تكييفه مع محيط جسم المريض. يمكن استخدام الجهاز في تخطيط أصوات القلب وأصوات الرئة وكشف أصوات كوروتكوف (Korotkoff). إن الجهاز ليس ميكرفوناً ولا يكشف الضغط الصوتي بل على العكس فهو يتميز فعلياً مقابل الميكرفون. بدلاً من ذلك يكشف الحساس حركة الجلد الناتجة عن الطاقة السمعية الواردة من ضمن النسيج الطري. إن مكونات التحسس الرئيسية لهذا الجهاز هي PVDF (بولي- فينليدين فلوريد) التي هي بوليمير كهروضغطي. ينتج هذا الحساس شحنات متساوية المقدار وذات قطبية متعاكسة على السطوح المقابلة عندما يتم تطبيق إجهاد ميكانيكي على المادة. يشكل الجهد المتولد في الحساس بسبب حركة الثني الأساس للمسامع الإلكترونية والتحليل الطيفي السمعي الرقمي بالزمن الحقيقي لأصوات القلب.

### (٥,٣,٣) مضخمات لتخطيط أصوات القلب Amplifiers for Phonocardiography

تملك المضخمات المُستخدمة في جهاز تخطيط أصوات القلب عرض حزمة واسع بمجال ترددي بحدود من ٢٠ إلى ٢٠٠٠ هرتز. تسمح المرشحات باختيار حزم التردد المناسبة بحيث يمكن تسجيل ترددات صوت القلب الخاصة. بشكل عام تملك المركبات الترددية العالية للصوت القلبي الوعائي شدة أصغر بكثير من المركبات الترددية المنخفضة كما إن معلومات كثيرة ذات اهتمام طبي مُحتواة في جزء التردد العالي نسبياً لهذا الطيف (Bekkering and Vollenhoven, 1967). لذلك تُستخدم مرشحات تمرير عالٍ لفصل المركبات الترددية المنخفضة المرتفعة الصوت عن النفخات الناعمة ذات الاهتمام وعالية التردد. بيَّن الخبراء بأن اختيار مرشحات مختلفة لا يمكن أن يكون حرجاً جداً ولكن بشكل عام تُستخدم مجموعات من أربع أو خمس مرشحات تمرير عالي بترددات قطع وميلانات مختلفة في الأجهزة المتوفرة تجارياً. تمتلك مضخمات الـ PCG عادة دارات تعويض ربح لزيادة تضخيم

إشارات التردد العالي التي تكون عادة ذات شدة منخفضة. إن الترددات عند النهاية العليا من المجال ذات أهمية خاصة في التطبيقات البحثية.

يمكن اختيار ميزات المرشح المناسبة لتخميد الترددات غير المطلوبة عند ميلانات مرشح مقدارها ١٢ ديسيبل/الأوكتاف أو ٢٤ ديسيبل/الأوكتاف، وهذا مبني على الحقيقة بأن الاهتزازات القلبية تتبع قانون مقلوب المربع الذي هو ١٢ ديسبل/الأوكتاف و هذا يعني أنه عندما تتم زيادة تردد الصوت فإن الشدة تنخفض تقريباً ١٢ ديسبل/الأوكتاف خلال جزء من طيف الصوت. إن التقريب ١٢ ديسيبل/الأوكتاف صالح من ٥٠-٢٠٠ هرتز و٢٤ ديسيبل/الأوكتاف من ٢٠٠-٨٠٠ هرتز. لقد وُجد أن ٦ ديسيبل/الأوكتاف هو أفضل خيار للترددات الأدنى من ٥٠ هرتز. يسبب المرشح ذو الميلان ١٢ ديسيبل/الأوكتاف تخفيضاً لشدة الأصوات غير المطلوبة إلى ٠,٢٥ مرة من الشدة الأصلية عندما يكون تردد الصوت مساوياً نصف قيمته الأصلية. يبين الشكل رقم (٥,١٠) ميزات مضخم صوت القلب.




**الشكل رقم (٥,١٠). ميزات المضخمات مع المرشحات المُستخدمة عموماً في تخطيط أصوات القلب. عن (Courtesy: Hewlett Packard)**

### (٥,٣,٤) طرائق الكتابة لتخطيط أصوات القلب Writing Methods for Phonocardiography

بهدف الحصول على إعادة إنتاج صحيحة لكل المركبات الترددية يحتاج مخطط أصوات القلب إلى نظام تسجيل قادر على الاستجابة حتى ٢٠٠٠ هرتز. لا تملك المقاييس الغلفانية ذات الحزمة الضوئية أية مشكلة في تحقيق

هذا المتطلب. ولكن الأجهزة الغلفانية هذه غالية وتحتاج إلى طاقة أكثر من المضخمات عندما تُستخدم لتسجيل الترددات العالية من المرتبة المحددة سابقاً. لا يمكن استخدام مسجلات الكتابة المباشرة ذات الاستجابة الترددية العليا بحوالي ١٥٠ هرتز لكتابة الترددات التي تقع فوق مجال عملها.

يتم التغلب على هذه السيئة باستخدام تقنية "كشف الغلاف". تتألف التقنية من استخدام تردد صنعي، ١٠٠ هرتز تقريباً، في مضخم صوت القلب. يُستخدم هذا التردد لذبذبة قلم الرسم بحيث يتم تعديل الأصوات ذات التردد العالي بواسطة التردد ١٠٠ هرتز. وهكذا يتم الاحتفاظ بشكل موجة الصوت وإعادة إنتاجها باستجابة مقدارها ١٠٠ هرتز. يمكن الآن تسجيل أصوات القلب على مسجل كتابة مباشرة. من ناحية ثانية يمكن لهذه الطريقة تسجيل شدة صوت القلب المُلتقطة كل ١٠ ميلي ثانية فقط ولا يتم تسجيل الأحداث الواقعة ضمن هذا الفاصل الزمني الذي مقداره ١٠ ميلي ثانية.

أصبح من الممكن تسجيل مخططات أصوات القلب من خلال طرائق التسجيل المباشرة بواسطة مسجل النفاث الحبري. كما أن المسجلات الرقمية مثل المسجل الكهروستاتيكي أو المسجل الحراري مناسبة أيضاً من أجل تسجيلات المخططات الصوتية.

تملك العديد من مخططات أصوات القلب الاستعداد لتسجيل مخطط كهربية القلب للمريض على نفس ورق الرسم البياني. إن تسجيل مخطط أصوات القلب ومخطط كهربية القلب بآن واحد يظهر كلاً من أصوات القلب والنشاط الكهربائي للقلب بعلاقتهما الزمنية المناسبة. وهذا يسهل عمل الأطباء السريريين ليربطوا الأصوات مع أطوار دورة القلب أثناء حدوثها. إن تحديد طبيعة الخلل بصورة دقيقة يكون أسهل من خلال مثل هذا الارتباطات الزمنية. إن مخطط أصوات القلب غني بالمعلومات أكثر من مخطط كهربية القلب لمراقبة أعمال صمام القلب.

أثناء تسجيل مخطط أصوات القلب لا يلتقط الميكرفون الأصوات والنفخات عن سطح الجسم فقط بل يلتقط أيضاً كل الضجيج الغريب في المنطقة المجاورة مباشرة للمريض. بناءً عليه فإن الأشياء المُعدَّة للاستعمال العام مثل المراوح ومكيفات الهواء والمعدات الأخرى المُنتِجَة للضجيج والعاملة بالقرب من جهاز تخطيط أصوات القلب سوف تنتج اهتزازات ضمن نفس المجال الترددي لأصوات القلب والنفخات وسوف تؤدي إلى تشويشات صنعيه في التسجيل.

تؤكد هذه الحقيقة أهمية أن تكون منطقة التسجيل هادئة نسبياً من أجل تخطيط أصوات القلب. ينبغي أن تكون جدران وسقف الغرفة معزولة صوتياً وأن يكون نظام التسجيل موضوع على بعض المواد المخمدة للصدمة للتقليل إلى أبعد حد من الضجيج الخارجي والداخلي. يُستحسن تثبيت الميكرفون على صدر المريض بواسطة حزام؛ لأنه إذا تم مسكه باليد فمن الممكن أن يتغير خرجه تبعاً للضغط المطبق. إن تطبيق ضغط ثابت على الميكرفون والمريض يتم فقط من خلال الخبرة التي يتعلمها الشخص.

## (٥,٤) جهاز تخطيط كهربية الدماغ
## Electroencephalograph (EEG)

إن جهاز تخطيط كهربية الدماغ هو جهاز لتسجيل النشاط الكهربائي للدماغ بواسطة توضع مناسب لإلكترودات سطحية على فروة الرأس. إن الـ EEG ، الذي يصف الوظيفة العامة للنشاط الدماغي ، هو موجة مُرَكَّبَة لجهود عصبونات تعمل في أسلوب غير متزامن في الحاسة الفيزيائية. تنشأ طبيعتها العشوائية فقط من هذا ويمكن أن تكون مجموعات الإشارات البارزة مرتبطة تجريبياً باستنتاجات تشخيصية.

أثبتت مراقبة مخطط كهربية الدماغ بأنها طريقة فعالة لتشخيص عدة علل وأمراض عصبية ، مثل داء الصرع والأورام والآفات الدماغية الوعائية ونقص التروية والمشاكل المرتبطة بالصدمات. وتُستخدم أيضاً بشكل فعال في غرفة العمليات لتسهيل التخدير والتأكد من سلامة النظام العصبي للمريض المُخَدَّر. وأصبح هذا ممكناً من خلال ظهور أجهزة تحليل EEG صغيرة مبنية على أساس كمبيوتري. بناءً على ذلك أصبحت مراقبة الـ EEG الروتينية في غرفة العمليات ووحدات العناية المشددة منتشرة.

يمكن استخدام أنواع مختلفة من الإلكترودات لتسجيل الـ EEG. يتضمن هذا إلكترودات نزع التغليف واللصق والإلكترودات الكأسية ذات الصفيحة الفضية والإلكترودات الإبرية.

إن إلكترودات الـ EEG أصغر حجماً من إلكترودات الـ ECG. ويمكن تطبيقها بشكل منفصل على فروة الرأس أو يمكن تركيبها في أشرطة خاصة يمكن وضعها على رأس المريض. وفي حالة أخرى يتم استخدام جل أو معجون للإلكترود لتحسين اتصال الإلكترود. إذا كانت الإلكترودات مطلوبة للاستخدام تحت جلد فروة الرأس فإنه يتم استخدام الإلكترودات الإبرية. تقدم هذه الإلكترودات ميزة تخفيض التشويشات الصنعية الناتجة عن الحركة. تعطي إلكترودات الـ EEG ممانعة اتصال جلد عالية عندما تُقارن مع إلكترودات الـ ECG. ينبغي أن تكون ممانعة الإلكترود الجيدة عموماً أدنى من ٥ كيلو أوم. ويجب أن تكون الممانعة بين زوج من الإلكترودات متوازنة أيضاً أو ينبغي أن يكون الفرق بينهما أقل من ٢ كيلو أوم. يتم تصميم مضخمات الـ EEG عموماً بحيث يكون لها قيمة عالية جداً لممانعة الدخل للاهتمام بممانعة الإلكترود العالية.

يمكن تسجيل الـ EEG من خلال التقاط فرق الجهد بين إلكترود فّعال على فروة الرأس بالنسبة إلى إلكترود مرجعي على حلقة الأذن أو على أي جزء آخر من الجسم. يُدعى هذا النوع من التسجيل "أحادي القطبية". من ناحية ثانية فإن التسجيل "ثنائي القطبية" أكثر عموماً حيث يتم فيه تسجيل فرق الجهد بين إلكترودين على فروة الرأس. يتم إجراء مثل هذه التسجيلات بواسطة أجهزة تخطيط كهربية الدماغ متعددة القنوات.

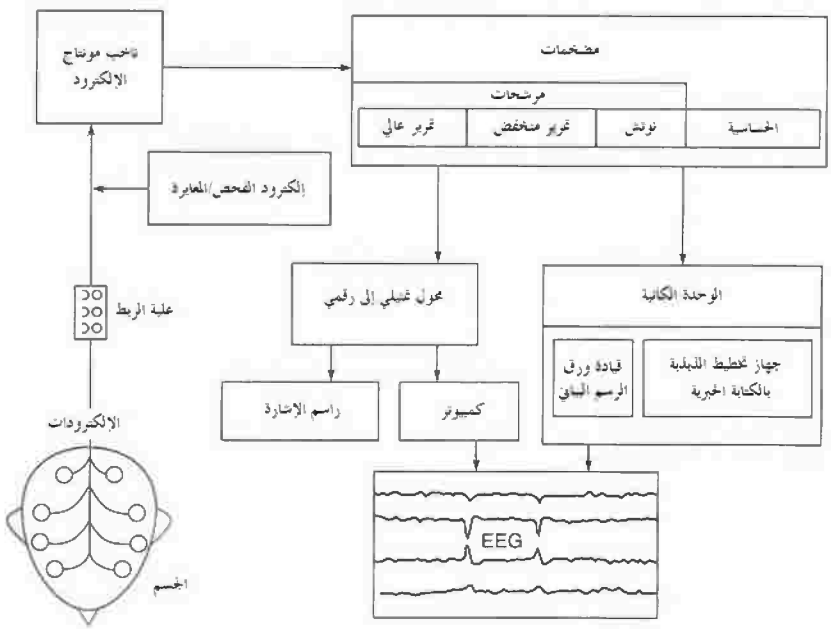
إن إشارات الـ EEG المُلتقطة بواسطة الإلكترودات السطحية صغيرة عادة عندما تُقارن مع إشارات الـ ECG. يمكن أن تكون هذه الإشارات عدة مئات من المايكرو فولت ، ولكن الإشارة ٥٠ مايكرو فولت من القمة- إلى-

القمة هي الأكثر نموذجية. لا تمثل أمواج الدماغ، بخلاف النشاط الكهربائي للقلب، الشكل نفسه مرة بعد مرة. لذلك يتم إجراء تسجيلات الدماغ بفاصل زمني طويل جداً بهدف التمكن من كشف أي نوع من الشذوذات.

### (٥,٤,١) وصف المخطط الصندوقي لجهاز تخطيط كهربية الدماغ

**Block diagram description of Electroencephalograph**

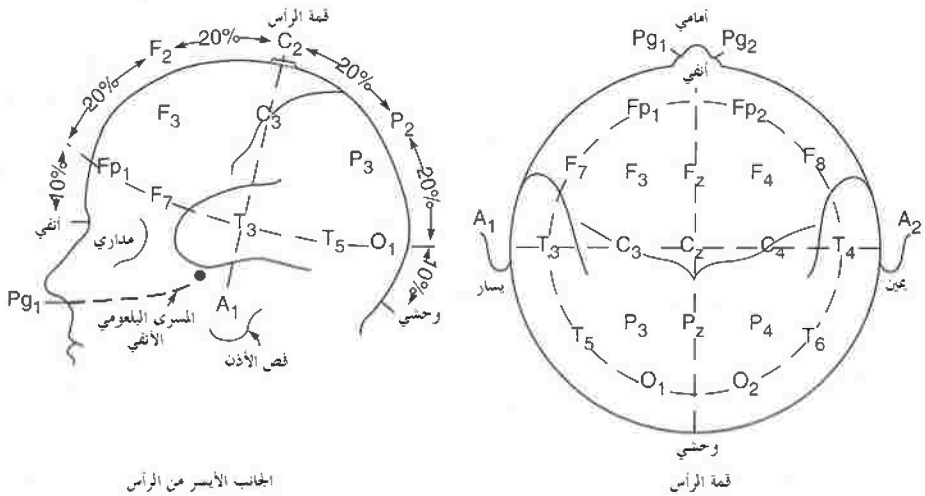
يبين الشكل رقم (٥,١١) المخطط الصندوقي الأساسي لآلة EEG بمكوناتها التمثيلية والرقمية معاً.



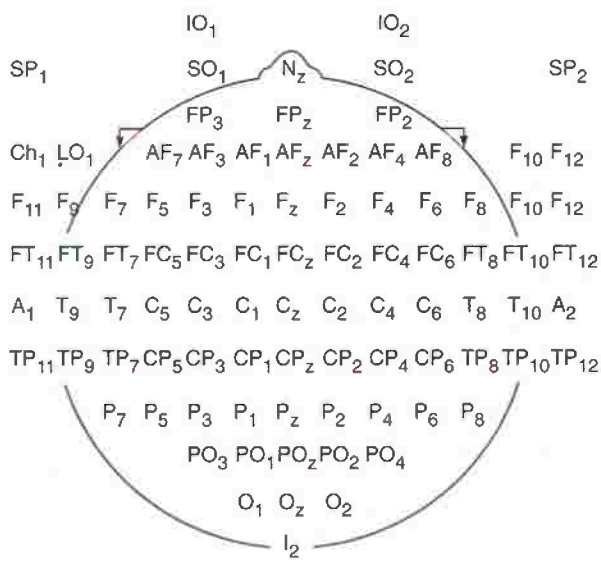

**الشكل رقم (٥,١١). رسم تخطيطي لآلة EEG. عن (after Isley et al, 1988)**

**المونتاجات:** يُدعى شكل الإلكترودات على الرأس و القنوات الموصولة معها بالمونتاج. إن المونتاجات دائماً متناظرة. يُوضع الإلكترود المرجعي عموماً على موقع غير فعّال مثل الجبين أو حلقة الأذن. يتم ترتيب إلكترودات الـ EEG على فروة الرأس استناداً إلى معيار معروف بالنظام ٢٠/١٠ معتمد من قبل الجمعية الأمريكية للـ EEG (American EEG Society) (Barlow et al, 1974). يوجد عادة ٢١ موضع إلكترود في النظام ٢٠/١٠. يتضمن هذا النظام أماكن للإلكترودات عند مسافات تساوي ١٠٪ و٢٠٪ من أقواس قمة الجمجمة والأقواس السهمية والمحيطية المُقاسة بين المَعَالِم على الجمجمة (الشكل رقم (٥,١٢)). يتم تعيين الإلكترودات حسب موقعها على الرأس: **Fp** لأجل الجبهي- القطبي و**F** لأجل الجبهي و**C** لأجل المركزي و**P** لأجل الجداري و**T** لأجل الصدغي و**O** لأجل القفوي. تشير الأرقام المفردة إلى إلكترودات على الجهة اليسرى من الرأس وتمثل الأرقام المزدوجة أيضاً

الإلكترودات الموجودة على اليمين بينما ترمز **Z** إلى إلكترودات خط المنتصف. يتم تمييز أحد الإلكترودات بلصاقة متساوي الأرضية ووضعه بجهة حيادية نسبياً على الرأس وهي عادة منتصف الجبين. تم حديثاً تقديم اصطلاح لمونتاج يتم فيه وضع الإلكترودات متباعدةً عن بعضها بمسافات مقدارها ٥ ٪ على طول الجمجمة. تُدعى هذه الإلكترودات بالإلكترودات ذات الفراغ المتقارب ولها اصطلاح التسمية الخاص بها (الشكل رقم ٥,١٣).




**الشكل رقم (٥,١٢). نظام ١٠–٢٠ لتوضع الإلكترودات.**



**الشكل رقم (٥,١٣). تمثيل تصويري للإلكترودات ذات الفراغ المتقارب.**

**ناخب مونتاج الإلكترود:** يتم نقل إشارات الـ EEG من الإلكترودات إلى الصندوق الرأسي، المُرمَّز بلصاقات استناداً إلى النظام ١٠-٢٠، وبعدئذ إلى ناخب المونتاج. إن ناخب المونتاج في آلة الـ EEG التمثيلية هو لوحة كبيرة تحتوي على مفاتيح تسمح للمستخدم باختيار أي زوج من الإلكترودات سوف يحتوي على إشارات مطروحة من بعضها البعض لتشكيل مصفوفة من قنوات الخرج تُدعى بالمونتاج. يتم تشكيل كل قناة على شكل الدخل من أحد الإلكترودات مطروحا منه الدخل من الإلكترود الثاني.

إن المونتاجات هي إما ثنائية القطبية (مبنية من خلال طرح الإشارات من أزواج الإلكترودات المتجاورة) أو مرجعية (مبنية من خلال طرح الجهد لإلكترود مرجعي عام من كل إلكترود على الرأس). بقصد تخفيض الضجيج إلى أكبر حد ممكن يتم غالباً اختيار مرجع منفصل لكل جهة من الرأس، على سبيل المثال أُذن الجهة نفسها. تحتوي المونتاجات ثنائية القطبية والمرجعية على نفس المعلومات الأساسية القابلة للنقل إلى شكل آخر بواسطة طرح بسيط طالما أن جميع الإلكترودات، بما فيها الإلكترود المرجعي، المُحتواة في المونتاجين معاً ومترابطة مع مرجع عام وحيد. تُسجِل عدة آلات EEG رقمية حديثة المعلومات بشكل مرجعي، سامحةً بتحويل سهل إلى المونتاجات ثنائية القطبية المختلفة المتعددة. إن ميزة تسجيل الـ EEG بعدة مونتاجات هي أن كل مونتاج يعرض خصائص حيزية مختلفة لنفس البيانات.

**المضخم الأولي:** تحتوي كل قناة على مضخم مستقل، متعدد المراحل ومُترابط ac وحساس جداً مع دخل تفاضلي وربح قابل للضبط على مجال عريض. يمكن اختيار استجابته الترددية بواسطة مرشحات غير فعّاله أحادية المرحلة. تُستخدم إشارة معايرة من أجل التحكم بحساسية قنوات المضخم وتوثيقها. ويزود هذا مرحلة جهد بمطال كاف إلى مدخل القنوات. إن القيمة النموذجية لإشارة المعايرة هي ٥٠ ميكرو فولت/سنتيمتر.

يجب أن تمتلك المضخمات المُستخدمة في أجهزة تخطيط كهربية الدماغ ربحاً عالياً وخصائص ضجيج منخفضة لأن جهود الـ EEG صغيرة المطال. بالإضافة إلى ذلك يجب أن يملك المضخم رفض نمط مشترك عالي جداً لتخفيض إشارات التداخل المنتشرة من خطوط الطاقة وأية تجهيزات كهربائية أخرى إلى أبعد حد. كما يجب أن يكون المضخم خالٍ من الانحرافات ليمنع الحركة البطيئة لقلم التسجيل عن موضعه المركزي كنتيجة للتغيرات في درجة الحرارة ... الخ.

يجب أن تمتلك مضخمات الـ EEG ربحاً عالياً بوجود مقاومات المنبع غير المتوازنة وجهود جلد dc حتى ١٠٠ ميلي فولت على الأقل. إن سلوك الضجيج حاسم في عمل الـ EEG لأن إلكترودات الجلد تربط أمواج دماغية قيمتها بضعة مايكرو فولت فقط إلى المضخم. ينبغي أن تُضخَّم كل إشارة مستقلة من إشارات الـ EEG بأفضلية كبيرة بجانب السرير. لذلك يُستخدم بشكل عام صندوق موصِّل مُصمم خصيصاً يمكن تركيبه بجانب المريض مع آلات الـ EEG. يضمن هذا تجنب التشويشات الصنعية الناتجة عن الكبل أو التبديل. يلغي استخدام مضخمات الإلكترودات عند الموقع آثار الحديث التصالبي غير المرغوب فيها لجهود الإلكترودات المستقلة أيضاً. يحتوي الصندوق الموصِّل أيضاً على ترتيب دارة لقياس ممانعة اتصال الجلد بالإلكترودات مع ac. وهكذا يمكن بسهولة مراقبة اتصالات الإلكترود - إلى- الجلد الضعيفة فوق مستوى مُحدد مسبقاً.

**التحكم بالحساسية:** إن الحساسية الكلية لآلة الـ EEG هي ربح المضخم مضروباً بحساسية نظام الكتابة. وهكذا إذا كانت حساسية نظام الكتابة ١ سنتيمتر/الفولت، فيجب على المضخم أن يمتلك ربحاً كلياً مقداره ٢٠٠٠٠ من أجل إشارة مقدارها ٥٠ مايكرو فولت. إن المراحل المتعددة مترابطة بواسطة مكثف. تملك آلة الـ EEG نوعين من التحكمات بالربح. أحدها متغير باستمرار ويُستخدم ليساوي بين الحساسيات لجميع القنوات. والتحكم الآخر يعمل بخطوات والهدف منه زيادة أو تخفيض حساسية القناة بمقادير معروفة. يُعايَر هذا التحكم عادة بالديسيبل.

يتم عادة ضبط ربح المضخمات بحيث تحرف إشارات مقدارها حوالي ٢٠٠ مايكرو فولت أقلام الرسم على كامل مجالها الخطي. يمكن أن تسبب التشويشات الصنعية التي تكون أكبر من هذه القيمة بعدة مرات انحرافات زائدة للقلم من خلال شحن مكثفات الترابط بجهود كبيرة. وهذا سوف يجعل النظام غير قابل للاستعمال لفترة تعتمد على قيمة مكثفات الترابط. للتغلب على هذه المشكلة تملك معظم آلات الـ EEG الحديثة دارات فك إعاقة مشابهه لتلك المُستخدمة في آلات الـ ECG.

**المرشحات:** مشابهة تماماً لتلك التي في الـ ECG عندما يُسجل بواسطة الإلكترودات السطحية، ومن الممكن أن تحتوي الـ EEG أيضاً على تشويشات صنعية ناتجة عن العضلات بسبب تقلص عضلات فروة الرأس والرقبة التي تعلو الدماغ والجمجمة. إن التشويشات الصنعية كبيرة وحادة، على عكس الـ ECG، مسببةً صعوبة كبيرة في تفسيرات الـ EEG الإكلينيكية و المؤتمتة معاً. إن أكثر الطرق الفعّالة للتخلص من التشويشات الصنعية بسبب العضلات هي نصح المريض بالاسترخاء ولكن هذا لا ينجح دائماً. تتم إزالة هذه التشويشات الصنعية عموماً باستخدام مرشحات تمرير منخفض. يملك هذا المرشح في آلة الـ EEG عدة وضعيات قابلة للاختيار يُلصق عليها بطاقة مكتوب عليها الثابت الزمني. إن الضبط النموذجي لقيم الثابت الزمني للتحكم بالتردد المنخفض هي ٠,٠٣ و٠,١ و٠,٣ و١,٠ ثانية. تتطابق هذه الثوابت الزمنية مع النقاط ٣ ديسيبل عند الترددات ٥,٣ و١,٦ و٠,٥٣ و٠,١٦ هرتز.

يمكن التحكم بتردد القطع العلوي بواسطة مرشح التردد العالي. يمكن اختيار قيم متعددة والنموذجية منها هي ١٥ و٣٠ و٧٠ و٣٠٠ هرتز.

تتضمن بعض آلات الـ EEG مرشح نوتش مُوَلَّف بشكل حاد على التردد ٥٠ هرتز بهدف التخلص من تداخل التردد الرئيسي. من ناحية ثانية فإن لهذا المرشح خاصية غير مرغوب فيها وهي خاصية "الرنين"، هذا يعني أنها تنتج استجابة اهتزازية مُخَمَّدة لشكل موجة المعايرة المربعة أو جهد العضلة. ينبغي، ومن المفضل فعل ذلك، حصر استخدام مرشحات نوتش على الظروف الاستثنائية عندما يتم اكتشاف عدم فعالية كل الطرق الأخرى في التخلص من التداخل.

إن الاستجابة الترددية العالية لآلة الـ EEG سوف تكون نتيجة لاستجابة المضخم وجزء الكتابة. من ناحية ثانية يشير الرمز المذكور على التحكم بمرشح التردد العالي إلى المضخم عموماً وذلك في معظم آلات الـ EEG. إن مجال التردد النموذجي لآلات الـ EEG القياسية هو من ٠,١ هرتز إلى ٧٠ هرتز، ومع ذلك تسمح الآلات الحديثة بكشف وترشيح ترددات حتى عدة مئات من الهرتز. يمكن أن يكون لهذا أهمية في بعض التسجيلات داخل القحف.

**الضجيج:** يتم اختيار مضخمات الـ EEG بحدٍ أدنى من مستوى الضجيج الذي يُعبَّر عنه بمفهوم جهد الدخل المكافئ. يُحدد غالباً ٢ مايكرو فولت كرقم مقبول لتسجيلات الـ EEG. يحتوي الضجيج على مركبات عند جميع الترددات وبسبب هذا يزداد الضجيج المُسَجَّل مع عرض حزمة النظام. لذلك من المهم الحد من عرض الحزمة إلى العرض المطلوب من أجل إعادة إنتاج صحيحة للإشارة. ينبغي تحديد مستوى الضجيج كقيمة من القمة- إلى- القمة كما تتم مشاهدته على التسجيل أفضل من قيمة جذر متوسط التربيعات (rms) التي يمكن أن تؤدي إلى الخداع.

**جزء الكتابة:** إن جزء الكتابة في آلة الـ EEG هو مسجل كتابة مباشرة من النوع الحبري عموماً. إن أفضل أنواع محركات الأقلام المُستخدمة في آلات الـ EEG لها استجابة ترددية بحدود ٩٠ هرتز. معظم الآلات تملك استجابة أقل من هذه و البعض منها يملك استجابة منخفضة حتى ٤٥ هرتز. إن نظام التسجيل بالنفاث الحبري الذي يعطي استجابة حتى ١٠٠٠ هرتز مفيد من أجل بعض التطبيقات الخاصة.

**قيادة الورق:** يتم تأمين هذا بواسطة محرك متزامن. إن آلية قيادة مستقرة ودقيقة للورق ضرورية كما إن توفر سرعات ورق متعددة للاختيار هو إجراء طبيعي. إن السرعات ١٥ و٣٠ و٦٠ ميليمتر/الثانية أساسية. تؤمن بعض الآلات قيم سرعات خارج هذا المجال أيضاً. يتم عادة تسجيل تدريج زمني على التسجيل بواسطة قلم أو قلميّ تعليم زمنية تضع علامة واحدة كل ثانية. من المفضل أن يتم إنتاج نبضات التوقيت بشكل مستقل عن آلية قيادة الورق بهدف تجنب الاختلاف في علامات التوقيت بسبب تغيرات سرعة الورق.

**القنوات:** يتم تسجيل مخطط كهربية الدماغ من مصفوفة مؤلفة من عدة إلكترودات في وقت واحد. ويمكن إجراء التسجيل من مساري ثنائية أو أحادية القطبية. يتم توصيل الإلكترودات إلى مضخمات وأنظمة كتابة مستقلة. تحتوي آلات الـ EEG التجارية على عدد يصل إلى ٣٢ قناة بالرغم من أن ٨ أو ١٦ قناة هي أكثر شيوعاً.

تُستخدم في الوقت الحاضر المعالجات الصغرية في آلات الـ EEG المتوفرة تجارياً. وتسمح هذه الآلات للمستخدم باختيار مونتاج قابل للبرمجة؛ على سبيل المثال يمكن اختيار حتى ٨ تركيبات للإلكترودات بواسطة مفتاح لوحة المفاتيح. يمكن في الواقع اختيار أية تركيبة إلكترودات مطلوبة بواسطة أزرار ضغط وحفظها في ذاكرة. تحتوي هذه الآلات أيضاً على شاشة مونيتور فيديوي لإظهار الشكل المُختار (المونتاج) بالإضافة إلى موضع مواقع فروة الرأس مع اتصال الإلكترود- إلى- الجلد. يمكن إظهار إعدادات التحكم بالقناة الفردية لوضعيات الربح والترشيح على المونيتور الفيديوي من أجل المعاينة الفورية. لذلك يمكن تغيير الإعداد بواسطة عمل زر ضغط بسيط بينما تتم مشاهدة الإظهار.

إن أغلب آلات الـ EEG الحديثة مبنية على أساس كمبيوتر شخصي PC مع معالج بينتيوم وذاكرة RAM بـ ١٦ ميغابايت وقرص صلب سعته على الأقل ٢ جيجابايت وذاكرة التقاط وسواقة شريط DAT حجمه ٤ جيجا بايت. يمكن للنظام تخزين حتى ٤٠ ساعة EEG. يتم عرض الـ EEG على مونيتور ملون قياسه ٤٣ سنتيمتر مع دقة تمييز مقدارها ١٢٨٠x١٠٢٤ بيكسل. إن وسيلة الربط مع المستخدم هي لوحة مفاتيح ASCII ويتوفر الخرج على نسخة ورقية من خلال طابعة ليزرية.

**(٥,٤,٢) تسجيل الجهود المُستثارة Recording of Evoked Potentials**

إذا تم تطبيق إثارة خارجية على منطقة حسية من الدماغ فأنه يستجيب بإنتاج جهد كهربائي معروف "بالجهد المُستثار". تتضمن معظم الجهود المُستثارة والمُستخدمة بتكرارية كبيرة للفحص السريري استجابات مستثارة سمعية لجذع الدماغ واستجابات مستثارة بصرية وجهود مُستثارة حسية جسدية.

إن الجهد المُستثار المُسجل عند سطح الدماغ هو استجابة متكاملة لنشاط عدة خلايا. إن مطال الجهد المستثار هو من مرتبة ١٠ ميكرو فولت. تكون الجهود المستثارة عادة متراكبة مع مخططات كهربية الدماغ. لذلك من الضروري إزالة الـ EEG بواسطة تقنية التوسيط أثناء إجراء قياسات الجهد المُستثار. بما أن الخلفية EEG وإشارات أخرى غير مطلوبة تظهر غالباً بشكل غير منتظم أو أنها لا تتزامن مع المنبهات فإنه يتم تخفيضها بشكل ملحوظ بواسطة التوسيط عبر عدة سلاسل. يتناسب تخفيض التوسيط للضجيج بشكل عام مع الجذر التربيعي لعدد السلاسل وتحدث معظم التحسينات في نسبة الإشارة- إلى- الضجيج ضمن المجال من ٤٠ إلى ١٠٠ سلسلة.

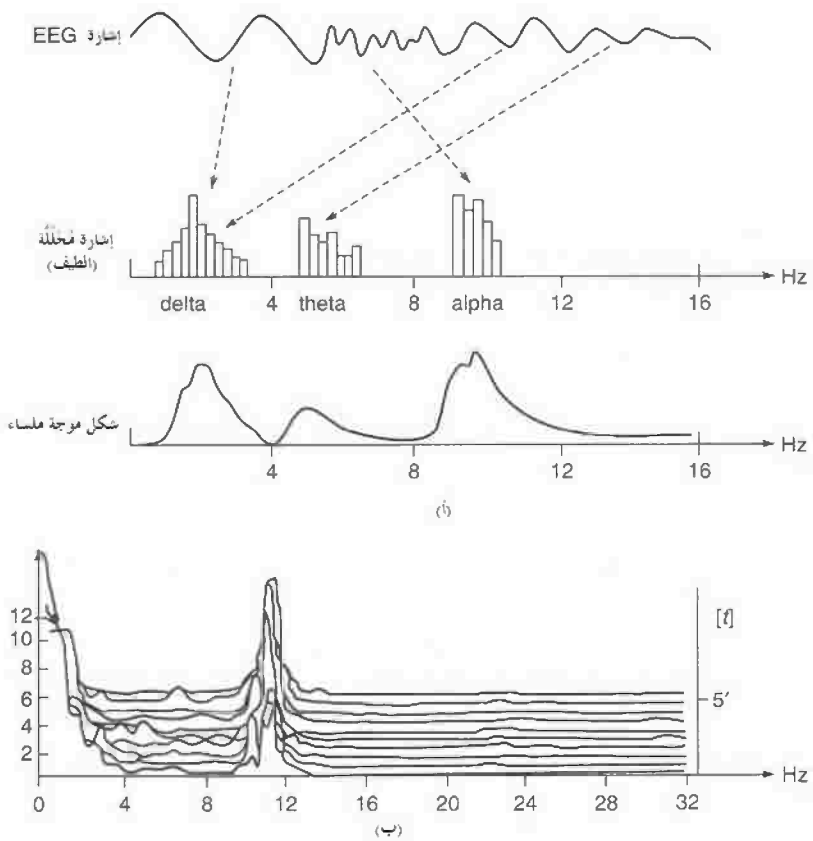
بما أن عدة مركبات للجهد المُستثار ذات مدة قصيرة حوالي ٢ ميلي ثانية إلى ١ ثانية، فإن معدَّلات أخذ عينات سريعة تكون مطلوبة لتسجيل مثل هذه الجهود المنخفضة رقمياً. إن معدّل أخذ العينات هو ١٠٠٠/الثانية عموماً. يتم قياس مطال الجهود المُستثارة بشكل طبيعي على التدريج العمودي مع نقاط عينات مُقاسة كبتات (bits) على تدريج ذو دقة تمييز لوغاريتمية. إن دقة تمييز الجهد كافية عادةً بواسطة تسجيل يحتوي على ٨ بت، على الرغم من أن أنظمة تمثيلية/رقمية بـ ١٠-إلى-١٦ بت أصبحت متوفرة.

**(٥,٤,٣) التحليل المحوسب للـ EEG Computerized Analysis of EEG**

إن تقييم التردد و المطال للـ EEG حاسم من أجل تفسير سريع ودقيق لها. يشمل هذا الحاجة إلى تحليل ثابت لإشارة الـ EEG من خلال فني ماهر وإلى اقتباس مجلدات من ورق التسجيل. لذلك تستخدم الآلات الحديثة معالجة إشارة EEG محوسبة لاستخراج وتقديم معلومات التردد و المطال بأشكال محسنة بصرياً وبسيطة تكون مفيدة مباشرة للفني (Isley et al, 1988).

**تحليل التردد:** يأخذ تحليل التردد أمواج الـ EEG غير المعالجة و يحللها رياضياً ويقسمها إلى تردداتها المكونة. تدعى أكثر الطرق العامة التي تقوم بذلك بتحويل فورييه السريع أو FFT.

إن تحويل فورييه السريع لشكل موجة الـ EEG التي تم تحويلها إلى رقمية هو عبارة عن تحويل رياضي لشكل موجة معقدة (تتضمن محتوى مطال وتردد متغير) إلى أشكال أمواج أبسط وأكثر انتظاماً (مثل أمواج جيبية مختلفة بمطالات متغيرة). يتم في هذه الطريقة تحويل إشارة الـ EEG إلى شكل موجة مبسط يدعى الطيف. بعدئذ يتم فصلها إلى حزم ترددية بفواصل مقدارها ٠,٥ هرتز على طول مجال من ١ إلى ٣٢ هرتز. إن إعادة توزيع النشاط الكهربائي في الدماغ بين حزم ترددية محددة أو سيطرة أحد الحزم على الأخرى يتقاطع مع حالات باثولوجية وفيزيولوجية محددة (الشكل رقم (٥,١٤) (أ)). يُحوِّل التحليل الطيفي إشارة الـ EEG التمثيلية المُسجلة على محور الزمن إلى إشارة معروضة على محور التردد.




**الشكل رقم (٥,١٤). (أ) شكل موجة EEG نموذجية تم تقسمها إلى مركبات ترددية. (ب) تقنيات رياضية وتقنيات إظهار مستخدمة لتوليد شكل مصفوفة الطيف المضغوطة.**

**تحليل المطال:** يمكن أن تشير التغيرات في مطال الـ EEG إلى تغيرات إكلينيكية. ينتج عن تغيرات المطال تغيرات في الطاقة للطيف الترددي الناتج. فعندما يزداد المطال تزداد الطاقة كذلك. إن العدد الأكثر شيوعاً الذي يعكس مطال

الـ EEG هو الطاقة الكلية لطيف الـ EEG. ونظراً لأن مطال الـ EEG من مرتبة المايكرو فولت فإن الاستطاعة إما أن تكون بالنانو وات أو بالبيكو وات. يتم حساب طيف الاستطاعة من خلال تربيع مطالات المركبات الترددية الفردية. تُستخدم استطاعات الحزم الترددية الفردية أيضاً بشكل عام و يتم التعبير عنها كقيمة مطلقة أو كنسبة من الاستطاعة الكلية. على سبيل المثال سوف تشير القيمة ٢٥ ٪ ألفا إلى أنه يتم اشتقاق ٢٥٪ من الاستطاعة الكلية من مطالات الأمواج ألفا.

تـم تطوير أشكال إظهار مختلفة من أجل تحسين المعلومات التي يتم معالجتها بالكمبيوتر بصرياً. وهذه الأشكال هي :

**مصفوفة الطيف المضغوطة (CSA) :** يتم في هذا الشكل تكديس سلسلة من مصفوفات الطيف المُنَّعمة بواسطة الكمبيوتر عمودياً، عادة بفواصل زمنية مقدارها ثانيتين، بحيث يكون حدث الـ EEG الأكثر حداثة في الأسفل والأقدم في الأعلى. تظهر القمم عند الترددات التي تحتوي على طاقة أكثر أو تساهم أكثر في طيف الطاقة الكلية. بما أن منشأ الرسومات البيانية ينزاح عمودياً مع الزمن، فإن هذا يُنتِج رسماً ثلاثي الأبعاد زائف (الشكل رقم (٥,١٤) (ب)). من السهل بهذه الطريقة التقاط التغيرات في التردد والمطال لكل عينة على فترة طويلة من الزمن كما يضغط كمية كبيرة من البيانات إلى سلسلة زمنية trend مُدمجة وسهلة القراءة.

**مصفوفة الطيف المُعدَّلة بالكثافة النقطية (DSA) :** إنها طريقة أخرى من أجل إظهار طيف الطاقة. يعرض هذا الشكل طيف الطاقة كخط من الشدات و/أو الكثافات المتغيرة بفترات متعاقبة مرة بعد مرة مُكدسَّةً عمودياً كما في الرسومات البيانية للـ CSA. تمثل المناطق ذات الكثافة الأعظم الترددات التي تساهم إلى حد كبير في طيف الطاقة للـ EEG. إحدى المزايا الجيدة للشكل DSA هي أنه لا توجد بيانات مخفية بواسطة القمم كما في الإظهار CSA. يمكن أن تكون إظهارات الـ DSA على شكل كثافات رمادية أو متدرجة لونياً.

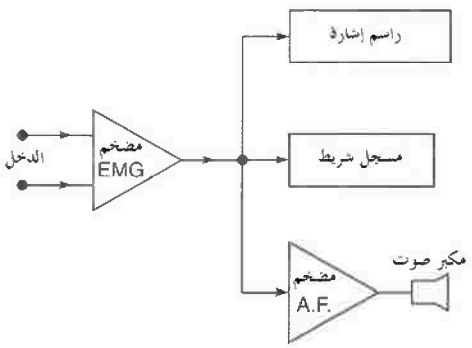
## (٥,٥) جهاز تخطيط كهربية العضلات EMG
## Electromyograph (EMG)

إن جهاز تخطيط كهربية العضلات هو جهاز لتسجيل النشاط الكهربائي للعضلات لتحديد فيما إذا كانت العضلة تتقلص أم لا ؛ أو من أجل الإظهار على راسم الإشارة (CRO) ومكبر الصوت لكمونات العمل اللحظية الموجودة في العضلة أو تلك التي تسببها التقلصات الإرادية كوسيلة لكشف طبيعة وموقع أضرار الوحدة المحركة ؛ أو لتسجيل النشاط الكهربائي المُستثار في العضلة بواسطة تنبيه عصبها. إن الجهاز مفيد من أجل إجراء دراسة من عدة وجهات نظر مثل الوظيفة العصبية العضلية والحالة العصبية العضلية وحجم ضرر العصب واستجابات الانعكاس و... الخ.

إن قياسات الـ EMG مهمة أيضاً من أجل التحكم بكهربية العضلة للأجهزة التعويضية (الأطراف الصناعية). يتضمن هذا الاستخدام التقاط إشارات الـ EMG من العضلات عند النهايات العصبية المنتهية للطرف المتبقي واستخدام الإشارات لتنشيط ذراع ميكانيكية. وهذا هو أكثر متطلب مطلوب من الـ EMG لأن عمل الجهاز التعويضي يعتمد عليه.

يتم تسجيل الـ EMG عادة باستعمال الإلكترودات السطحية أو في أغلب الأحيان باستخدام الإلكترودات الأبرية التي يتم إدخالها مباشرة إلى العضلة. يمكن أن تكون الإلكترودات السطحية من الأنواع ذات الاستعمال لمرة واحدة واللاصقة أو من الأنواع التي يمكن استعمالها بشكل متكرر. إن الإلكترود الأرضي ضروري لتأمين مرجع مشترك للقياس. تلتقط هذه الإلكترودات الجهود التي يتم إنتاجها بواسطة ألياف العضلة المُقلِّصة. يمكن بعدئذ تضخيم الإشارة وإظهارها على شاشة أنبوب الأشعة المهبطية. ويتم تطبيقها أيضاً على مضخم سمعي موصول إلى مكبر صوت.

يمكن لِمُفَسِّر EMG مُدَرَّب تشخيص اضطرابات عضلية متنوعة من خلال الاستماع إلى الأصوات التي يتم إنتاجها عندما تُغذّى الجهود العضلية إلى مكبر الصوت. يبين المخطط الصندوقي في الشكل رقم (٥,١٥) إعداداً نموذجياً من أجل تسجيلات الـ EMG. يُظهر راسم الإشارة أشكال أمواج الـ EMG. يحتوي النظام على مسجل ذو شريط لتسهيل إعادة تشغيل ودراسة أشكال أمواج الصوت للـ EMG فيما بعد بزمن ملائم. يمكن أيضاً تصوير شكل الموجة فوتوغرافياً من شاشة أنبوب الأشعة المهبطية (CRT) باستخدام كاميرا متزامنة.

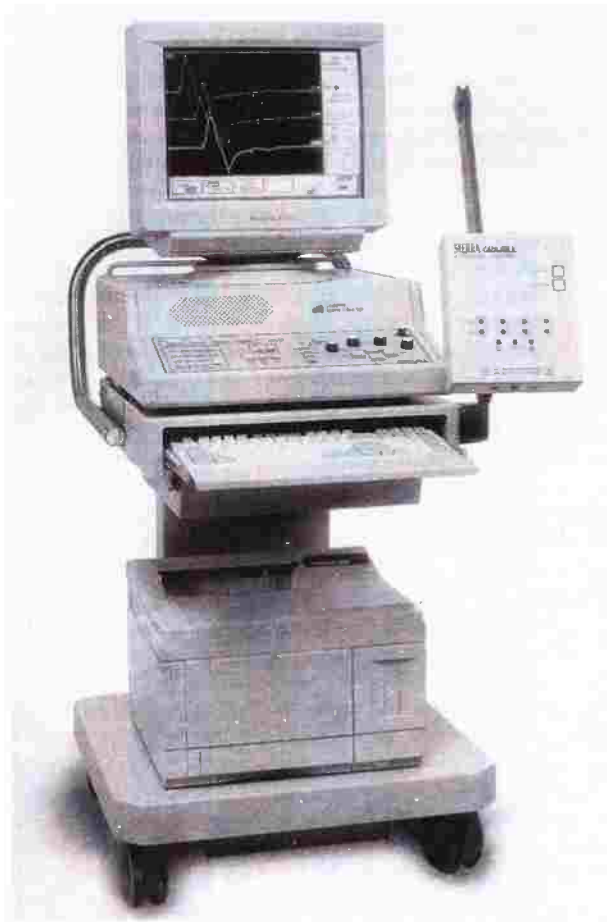



**الشكل رقم (٥,١٥). مخطط صندوقي لإعداد نموذجي من أجل تسجيل الـ EMG.**

يعتمد مطال إشارات الـ EMG على عوامل مختلفة، مثلاً على نوع و مكان توضع الإلكترودات المُستخدمة وعلى درجة الإجهادات العضلية. إن الإلكترود العضلي الملامس لليف عضلي واحد سوف يلتقط جهوداً على شكل نبضات حادة بينما تلتقط الإلكترودات السطحية عدة نبضات حادة متراكبة و لذلك يُنتج أثراً بجهد متوسط.

تتراوح إشارة الـ EMG النموذجية من ٠,١ إلى ٠,٥ ميلي فولت. ويمكن أن تحتوي على مركبات ترددية تمتد حتى ١٠ كيلو هرتز. لا يمكن تسجيل مثل هذه الإشارات عالية التردد بواسطة المسجلات ذات القلم التقليدية ولذلك يتم إظهارها عادة على شاشة الـ CRT.

إن آلات الـ EMG الحديثة المبنية على أساس كمبيوتري (الشكل رقم (٥,١٦)) متوفرة بكلى الموديلين، الموضوع على الطاولة بالإضافة إلى الكمبيوتر المحمول. تؤمن هذه الآلات إظهاراً لشكل موجة ملونة بالكامل ودالات آلية لوضع علامات مميزة وإجراء قياسات ولوحة مفاتيح للدخول إلى تحكمات اختبار مهمة ومناسبة. يتضمن النظام عادة تسهيلات لتسجيل الـ EMG والجهود المُستثارة. يتم التحكم بالمنبهات برمجياً. ويمكن استخدام طابعات ليزرية عامة من أجل إعداد تقرير على نسخة ورقية.



**الشكل رقم (٥,١٦). نظام فحص وتسجيل EMG رقمي مبني على أساس كمبيوتري بـ ٢ إلى ٤ قنوات. يتضمن هذا النظام معالج بينتيوم وقرص صلب وتخزين على شريط DAT أو على قرص ضوئي وطابعة ليزرية ومونيتور ملون ذو وضوحية عالية. ع.ن**
**(Courtesy: M/S Cadwell)**

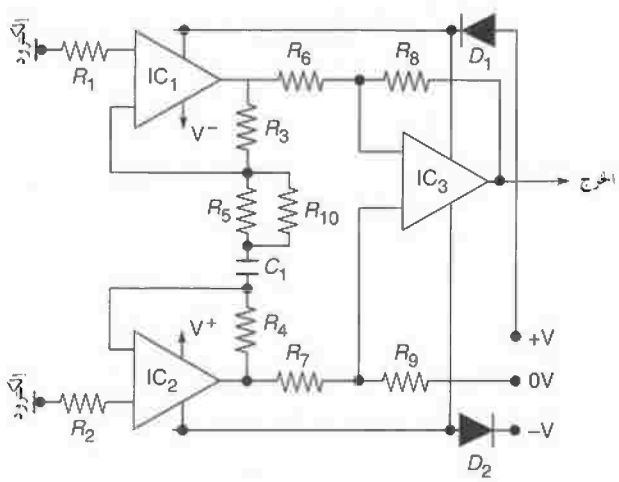
**المضخم الأولي:** إن المضخمات الأولية المستخدمة من أجل الـ EMG هي بشكل عام من النوع التفاضلي بعرض حزمة جيد. يجب أن تكون ممانعة دخل المضخم أكبر من ٢x٥٠ ميغا أوم. تؤمن الأجهزة الإلكترونية الموجودة حالياً وبسهولة ممانعات دخل من مرتبة $10^{12}$ أوم على التوازي مع ٥ بيكوفاراد. من المفضل تركيب المضخمات الأولية قريبة جداً من الشخص باستخدام مساري إلكترودات صغيرة جداً بقصد تجنب آثار السعة الشاردة غير المرغوب فيها ما بين كابلات التوصيل والأرضي.

كذلك فإن أية حركة للكبل من خرج الإلكترود سوف لن تولد إشارات ضجيج هامة في الكبل تُغذى إلى المضخم التالي. تؤمن المضخمات الأولية خرجاً بممانعة منخفضة لذلك لا يتم تخميد الترددات العالية حتى إذا تم استخدام كابلات طويلة لتوصيل المضخم الأولي مع باقي أجزاء الآلة. ينبغي أن يكون رفض النمط المشترك أكبر من ٩٠ ديسيبل حتى ٥ كيلو هرتز. تتوفر عادة إشارة معايرة بموجة مربعة قيمتها ١٠٠ ميكر فولت (من القمة- إلى- القمة) عند التردد ١٠٠ هرتز. يحتوي المضخم الرئيسي على تحكمات لضبط الربح من ٥ ميلي فولت/التقسيمة (5 mV/div) إلى ١٠ ميلي فولت/التقسيمة من أجل اختيار الحساسية الأكثر ملائمة للإشارة القادمة من المريض.

لقد اقترح Basmajian and Hudson, 1974 استخدام مضخم أولي لتضخيم إشارات الـ EMG الملتقطة بواسطة الإلكترودات الأبرية بجانب الإلكترود وقبل نقلها عبر الأسلاك. يتم بذلك تخفيض أثر التداخل الكهربائي بشكل كبير و التخلص عملياً من التشويشات الصنعية الميكروفونية المتولدة في الأسلاك بسبب حركة الشخص. عندما يجب قياس الـ EMGs السطحية فإنه من المناسب ضم زوج الإلكترودات والمضخم التفاضلي ضمن موديول واحد. صمَّم Johnson et al, 1977 دارة مضخم مصغرة مغلفة بالكامل بالأيبوكسي المُعالَج بالراتينج مع إلكترودين صغيرين من الفضة بقطر ٦ ميلي متر مكشوفة ومستوية تماماً مع قاعدة الموديول.

يتم ربط الإلكترود مع الجلد باستخدام شريط لاصق. يبين الشكل رقم (٥,١٧) مخطط دارة المضخم الأولي. يؤمن تصميم المضخم استجابة ترددية مسطحة بين ١٠ هرتز و ١ كيلو هرتز بنسبة رفض نمط مشترك (CMRR) مقدارها ١٠٠ ديسيبل عند التردد الرئيسي. وقد وُجِد أن مستوى الضجيج يساوي ٢ ميلي فولت rms وممانعة الدخل أكبر من ١٠ ميغا أوم.

تعمل الدارتين المتكاملتين (ICs) في مرحلة الدخل كتابعتي جهد تقدمان ممانعة الدخل العالية المطلوبة للإلكترودات. وهي مترابطة عبر المكثف $C_1$ و المقاومة $R_5$ لتأمين ربح إشارة تفاضلية عالي. يُحدد المكثف C1 سلوك التردد المنخفض في الدارة. يتخلص أيضاً، عند الخرج، من التأثيرات لأية جهود انزياح عن الصفر dc بسبب $IC_1$ و $IC_2$ أو أي عدم توازن في جهود الإلكترودات. تؤمن المرحلة الثانية $IC_3$ ربح إشارة تفاضلية إضافي بينما ترفض إشارات النمط المشترك. الربح الكلي للمضخم هو ١٠٠٠.




**الشكل رقم (٥,١٧). دارة مضخم أولي لآلة EMG عن (redrawn after Johnson et al, 1977; by permission of Med. And Bio. Eng. And Comp.)**

يجب أن تكون ممانعة الدخل للمضخم أعلى بعدة مراتب من ممانعة الإلكترود. كذلك يسبب اختيار نوع الإلكترود دون معرفة مقاومة الدخل للمضخم تسجيلات مشوشة وأخطاء كبيرة. كلما كان سطح الإلكترود كبير كلما كانت مقاومة الدخل المتاحة أقل. على سبيل المثال من الممكن أن يحتاج إلكترود إبري بسطح مقداره ١٥٠٠٠ مايكرو متر مربع إلى مضخم بممانعة دخل تساوي ٥ ميغا أوم، بينما سيضمن إلكترود إبري بسطح يساوي ٥٠٠٠ مايكرو متر مربع تسجيلاً بتشويه مقبول بواسطة مضخم ذو ممانعة دخل حدها الأدنى ١٠٠ ميغا أوم.

تُخفِّض السعة الموجودة على التوازي مع مقاومة دخل المضخم الاستجابة الترددية للمضخم بالإضافة إلى أنها تنقص رفض النمط المشترك عند ترددات أعلى. بسبب ذلك يحتاج كبل الإلكترود وكبل التمديد ومرحلة دخل المضخم إلى تصميم دقيق. تُستخدم عموماً كابلات محجبة تُخفِّض إشارات التشويش ولكن بنفس الوقت سوف تزداد السعات الطفيلية. يمكن بواسطة التصميم الدقيق الحصول على سعة قيمتها ٥٠ بيكو فاراد أو أقل لمرحلة الدخل. يبين McRobbie, 1990 مضخماً أولياً للـ EMG باستخلاص سريع بدون مكثفات ترابط ac.

لضمان سلامة المريض ينبغي أن يكون الشخص معزول كهربائياً عن أي اتصال كهربائي إلى خط الطاقة أو الأرضي. يتم تحقيق هذا العزل إما من خلال عوازل ضوئية أو من خلال استخدام محولات العزل.

**مرشحات التردد العالي والتردد المنخفض:** تُستخدم هذه المرشحات لاختيار حزمة التمرير للإشارة القادمة ولتعديل الانخفاض التدريجي في خرج الجهد الذي يحدث عند كل من نهايتي الطيف الترددي المستويتين. يمكن اختيار النقطة ٣ ديسيبل للتردد المنخفض على المجال من ٠,٠١٦ هرتز وحتى ٣٢ هرتز بينما يمكن اختيار النقطة ٦ ديسيبل للتردد العالي على المجال من ١٦ هرتز إلى ٣٢ هرتز. وهكذا يمكن أن تتغير حزمة التمرير على مجال عريض جداً ولكنه يُصنع عادة ضيقاً قدر الإمكان وهذا خاضع لمتطلبات التطبيق الدقيق بقصد الحد من الضجيج البارز.

**وحدة القدح وتأخير الإشارة:** من الضروري في بعض الأحيان فحص الإشارات من الألياف المفردة للنسيج العضلي. تتوفر من أجل هذا الغرض أبر خاصة بسطح إلكترود قطره ٢٥ ميكرون وحتى ١٤ سطح التقاط أسفل جانب أحد الأبر. يتم مسح هذه النقاط الـ ١٤ بالتعاقب لتحديد أية نقطة تستقطب الإشارة الأكبر. بعد ذلك يتم اعتبار هذه النقطة كمرجع وتستخدم إشارتها لقدح المسح. بعد ذلك يتم مسح الإشارات من النقاط الـ ١٣ المتبقية بالتتالي وتسجيلها بالنسبة إلى الإشارة المرجعية. لفحص هذه الإشارات من الضروري قدح المسح من الإشارة وتأخير الإشارة بحيث يتم إظهار كامل حافتها الأمامية. يتم تحقيق التأخير من خلال تمرير الإشارة التي تم تحويلها إلى رقمية عبر مسجل إزاحة أو ذاكرة دخول عشوائية إلى نمط إعادة تدوير للحصول على إظهار غير باهت للظاهرة العابرة.

تتضمن آلات الـ EMG تدبيراً احتياطياً من أجل اختيار سرعات المسح من ٠,٠٥ إلى ٥٠٠ ميلي ثانية لكل تقسيمة من الـ CRT.

**المكامل:** يُستخدم المكامل من أجل قياس نشاط العضلة. برهن Lippold, 1952 على أنه توجد علاقة خطية بين الـ EMG المُكاملة والتوتر الناتج بسبب العضلة. يعمل المكامل من خلال تقويم إشارة EMG قادمة، هذا يعني من خلال تحويل كل الجهود السالبة إلى انحرافات موجبة متطابقة بحيث يتألف شكل الـ EMG من انحرافات موجبة فقط. يتم تجميع المساحة تحت الجهود المُقَوَّمة باستخدام مرشح تمرير منخفض بحيث يمثل خرج الموديول عند أي زمن المساحة الكلية المجموعة اعتباراً من زمن بداية مُختار. يشير المكامل إلى نشاط الـ EMG إما على شكل موجة سن منشار متغيرة التردد أو كانحراف ثابت. إن منحني الخرج في الحالة السابقة هو قياس للنشاط الكهربائي الكلي في الثانية، والمُسجل من العضلة أثناء تقلص إرادي ضمن زمن التحليل.

يمكن استخدام ميلان هذا المنحني، والمُقاس بعدد الاستراحات في الثانية، لكشف التغيرات في عدد الوحدات المحركة المتصلبة عبر فترة زمنية. يُستخدم الانحراف الثابت أو نمط الجهد المتوسط في رسم الجهد المتوسط بيانياً مقابل منحنيات التوتر المتساوي المطال لأشكال تداخل العضلة أثناء تقلص إرادي ليبين التغيرات في نشاط العضلة بسبب مرض عضلي- عصبي مثل نقص التغذية العضلي وشلل الأطفال و... الخ. تحدد الثوابت الزمنية المختلفة كمية التنعيم المطبقة على إشارة الخرج. عندما يجب إتباع التغيرات السريعة في الإشارة فإن الثابت الزمني الأقصر يؤمن تنعيماً أعظمياً للإشارة والقيمة المتوسطة الأكثر سهولة للقراءة.

**المنبهات:** تُستخدم المنبهات المُدمجة في آلات الـ EMG لتأمين نبضة وحيدة أو مزدوجة أو قطار من النبضات. إن مطال التنبيه والدور والتكرار والتأخير كلها قابلة للضبط والتسهيلات متوفرة من أجل القدح الخارجي. إما أن يكون الخرج من نوع الجهد الثابت أو من نوع التيار الثابت. يؤمن المنبه من نوع الجهد الثابت نبضات موجة مربعة بمطالات بالمجال من ٠-٥٠٠ فولت ودور نبضة من ٠,١-٣ ميلي ثانية و تردد بين ٠-١٠٠ هرتز. يمكن ضبط خرج مولد التيار الثابت بين ٠-١٠٠ ميلي أمبير.

يتم التعرف عادة على التغيرات المتعلقة بمخطط كهربية العضلات في حالة مرضية متقدمة بسهولة على شاشة إظهار راسم الإشارة وبواسطة الصوت من مكبر الصوت. من ناحية ثانية ونظراً لفقدان الألياف العضلية، وبالتالي تكون تغيرات كمونات العمل صغيرة نسبياً في حالات المرض المبكرة أو الخفيفة، يمكن أن تكون التغيرات في إشارات الـ EMG الغامضة بسبب التغير العادي لكمون العمل. وهكذا يكون التحليل الكمي ضرورياً لتحديد متى تتغير أشكال الموجة خارج المجال الطبيعي. تتضمن الكميات المُقاسة لمثل هذه التحليلات معدل المرور الصفري ومعدل القمة ومدة الموجة السالبة وزمن صعود الموجة. تختلف تقنيات المجال الزمني بعض الشيء عن طرق الطيف الترددي الكلاسيكي وتابع الترابط، ولكنها أكثر بساطة لتنفيذها بالتقنيات الإلكترونية. يوضح Fusfeld, 1978 بالتفصيل دارات مستخدمة لتنفيذ التحليل الكمي لمخطط كهربية العضلات.

## (٥,٦) المسجلات الطبية الحيوية أخرى
## Other Biomedical Recorders

### (٥,٦,١) جهاز تخطيط قمة القلب Apexcardiograph

يسجل جهاز تخطيط قمة القلب حركات جدار الصدر فوق قمة القلب. وهذه الحركات هي على شكل اهتزازات مجالها الترددي من ٠,١ إلى حوالي ٢٠ هرتز. إن المبدل المطلوب لتسجيل هذه الحركات مشابه للمبدل المُستخدم في جهاز تخطيط أصوات القلب (PCG) ولكنه يملك استجابة ترددية أدنى بكثير من المجال السمعي. يمكن أن يكون المبدل ميكرفون مُترابط هوائياً أو ميكرفون تلامسي. يمتلك جهاز تخطيط قمة القلب تطبيقات محدودة. من ناحية ثانية هو مفيد لتشخيص ضخامة حجرات القلب وبعض أنواع الاضطرابات الصمامية.

### (٥,٦,٢) جهاز تخطيط زفن القلب (BCG) Ballistocardiograph (BCG)

إن جهاز تخطيط زفن القلب هو آلة تسجل الحركات المنقولة إلى الجسم مع كل ضربة من دورة القلب. تحدث هذه الحركات أثناء التقلص البطيني لعضلة القلب عندما يتم قذف الدم بقوة كافية.

يستلقي المريض في الـ BCG على سطح طاولة معلقة بنوابض أو مركبة بطريقة أخرى لتستجيب لحركات خفيفة جداً على طول محور الرأس. يتم تركيب أجهزة تحسس على الطاولة لتحول هذه الحركات إلى إشارات كهربائية متطابقة معها. تكون الحساسات عادة بلورات كهروضغطية أو عناصر مقاومة أو مغانط دائمة تتحرك بالنسبة إلى ملفات ثابتة. في جميع هذه الحالات يتم تضخيم خرج الحساس وتقديمه إلى راسم إشارة أو مسجل بورق رسم بياني. تُستخدم أجهزة الـ BCG إلى حد ما للأغراض البحثية فقط. ونادراً ما تُستخدم في التطبيقات الإكلينيكية الروتينية.

### (٥,٦,٣) جهاز تخطيط كهربية العين (EOG) Electro-oculograph (EOG)

إن تخطيط كهربية العين هو تسجيل للجهود الحيوية المتولدة بواسطة حركة كرة العين. يتم التقاط جهود الـ EOG بواسطة إلكترودات سطحية صغيرة موضوعة على الجلد بجانب العين. يوضع زوج من الإلكترودات فوق

وأسفل العين لالتقاط الجهود المتطابقة مع الحركات العمودية لكرة العين. كما يتم وضع زوج آخر على يسار و يمين العين لقياس الحركات الأفقية. يتم تركيز قلم التسجيل على ورق التسجيل بشكل متطابق مع تغيرات الجهد المرافق له. إن أغلب تطبيقات الـ EOG بحثية وهو غير مستخدم على نطاق واسع للأغراض الإكلينيكية.

### (٥,٦,٤) جهاز تخطيط كهربية الشبكية (ERG) Electroretinograph (ERG)

تم اكتشاف وجود جهد كهربائي بين القرنية وخلفية العين. يتغير هذا الجهد عندما تتم إضاءة العين. تدعى عملية تسجيل تغير الجهد عندما يسقط الضوء على العين بتخطيط كهربية الشبكية. يمكن تسجيل جهود الـ ERG بواسطة زوج من الإلكترودات. يُركَّب أحد هذه الإلكترودات على عدسة لاصقة ويكون على اتصال مباشر مع القرنية. يتم وضع الإلكترود الآخر على الجلد مجاوراً للزاوية الخارجية للعين. يمكن وضع إلكترود مرجعي على الجبين. لتسجيل مخططات كهربية الشبكية يمكن استخدام مسجل كتابة مباشرة للأغراض العامة.

يعتمد مقدار جهد الـ ERG على شدة ومدة الضوء الساقط على العين ويمكن أن يكون هذا المطال بشكل نموذجي بحدود ٥٠٠ ميكرو فولت.

## (٥,٧) تجهيزات التغذية الحيوية الراجعة
## Biofeedback Instrumentation

إن التغذية الحيوية الراجعة مصطلح هندسي شائع ويشير إلى وظيفتها للتحكم بعملية ما. عندما تُطبق هذه الفكرة على عمليات بيولوجية ضمن الجسم تُعرف هذه العملية بالتغذية الحيوية الراجعة. ها هنا من جديد فإن التغذية الحيوية الراجعة وسيلة من أجل كسب التحكم بعمليات الجسم لإنتاج حالة فيزيولوجية خاصة مطلوبة مثلاً لزيادة الاسترخاء وإزالة الألم و تطوير أشكال حياة أكثر صحة وراحة. تتضمن التقنية قياس متغير يتم إنتاجه بواسطة عملية جسدية ومقارنته مع قيمة مرجعية. واعتماداً على الفرق بين القيمة المُقاسة والقيمة المرجعية يتم العمل على جلب قيمة المتغير إلى القيمة المرجعية.

يمكن الملاحظة أن التغذية الحيوية الراجعة هي ليست معالجة. أبعد من ذلك فإن تدريب التغذية الحيوية الراجعة هي عملية تربوية من أجل تعلم مهارات جسدية وعقلية خاصة. من خلال الممارسة يتعلم الشخص التعرف على استجابات فيزيولوجية والتحكم بها بدلاً من أن تتحكم هي بنا. إن الهدف من تدريب التغذية الحيوية الراجعة هو كسب مهارات تنظيم ذاتية تساعد في ضبط النشاط في أنظمة متعددة إلى مستويات أفضل.

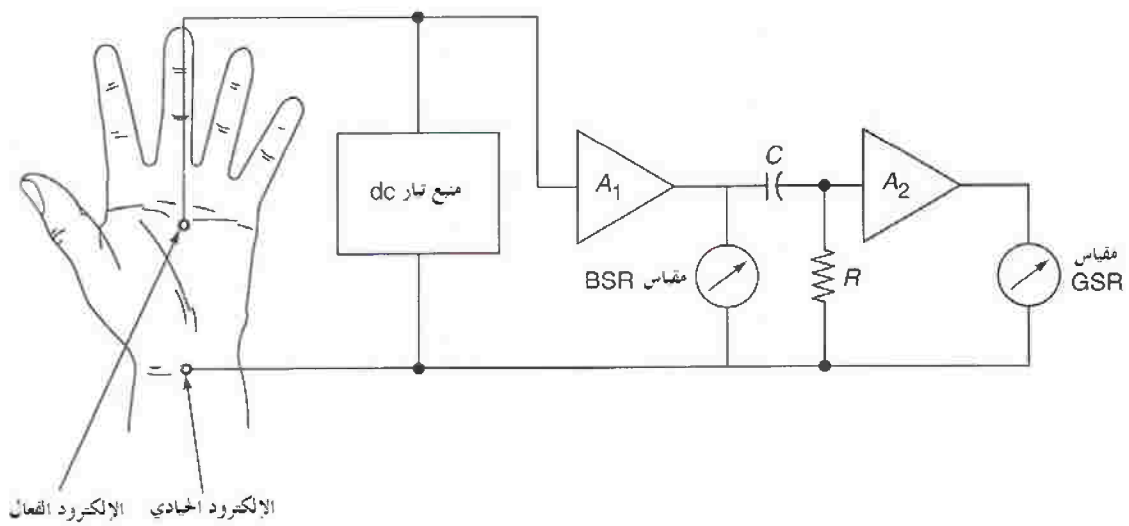
لقد تم تقييم عدة عمليات فيزيولوجية مختلفة من أجل التحكم المحتمل بواسطة طرق التغذية الحيوية الراجعة. من ناحية ثانية يتم بشكل عام استخدام الوظائف العصبية الأربعة التالية :

- نشاط العواطف أو نشاط كهربية الجلد (قياسات استجابة الجلد الغلفانية).
- التوتر العضلي أو الـ EMG (قياسات جهاز تخطيط كهربية العضلات).

- الحرارة/ الأشكال المتعلقة بالأعصاب الودية (قراءات المقاومة الحرارية (الثيرميستور)).
- النبض (مراقبة معدَّل ضربات القلب).

**يُقاس نشاط كهربية القلب بطريقتين:** BSR (استجابة الجلد الأساسية) وGSR (استجابة الجلد الغلفانية) وهو قياس لمتوسط نشاط غدد التعرق وهو قياس للنشاط الطوري (النقاط العالية والمنخفضة) لهذه الغدد. تعطي BSR قيمة خط الأساس لمقاومة الجلد في حين أن GSR هي بسبب نشاط غدد التعرق. يتم قياس GSR بشكل ملائم إلى أبعد حد على راحتي اليد حيث يملك الجسم التركيز الأعلى لغدد التعرق. يتم إجراء القياس باستخدام منبع تيار dc. يُستخدم لقياس و تسجيل الـ GSR و BSR إلكترودات فضة- فضة.

يبين الشكل رقم (٥,١٨) ترتيب القياس لهذه البارامترات. يتم توصيل خرج الـ BSR إلى شبكة مكثفات ومقاومات (RC) بثابت زمني من ٣ إلى ٥ ثواني يُمَكِّن قياس GSR كتغير لمقاومة الجلد.




**الشكل رقم (٥,١٨). مخطط صندوقي لقياس وتسجيل مقاومة الجلد الأساسية (BSR) واستجابة الجلد الغلفانية (GSR).**

لا تختلف تجهيزات التغذية الحيوية الراجعة المُستخدمة لقياس الـ EMG والحرارة والنبض/معّدل ضربات القلب عن التجهيزات الأخرى المُستخدمة من أجل قياس المتغيرات الفيزيولوجية. تُستخدم المبدلات والمضخمات لقياس المتغير الذي سيتم التحكم به بواسطة عملية التغذية الحيوية الراجعة. يتم تحويل مقدار المتغير المُقاس أو التغيرات في المقدار إلى منبه بصري أو سمعي مناسب وتقديمه بعد ذلك إلى الشخص.

اعتماداً على المنبه يتعلم الشخص التحكم بالحالات غير العادية. ظهرت تقارير في المراجع فيما يتعلق بتطبيقات التغذية الحيوية الراجعة للتحكم بصداع الشقيقة ولتخفيض معدّل ضربات القلب و... الخ. تم صقل تقنيات التغذية الحيوية الراجعة بشكل كبير وأصبح تدريب التغذية الحيوية الراجعة المحوسب وبرامج الإرشاد الفيزيولوجية المساعدة بالكمبيوتر في منزل الشخص حقيقة في الوقت الحاضر.